

디지털 공제술을 이용한 Brånemark 임플란트 주위 골조직 분석

소성수, 노연수, 김창성, 최성호, 채증규, 김종관, 조규성*

연세대학교 치주과학교실, 치주조직재생연구소

I. 서론

Friberg 등¹⁾은 골에 결합한 임플란트의 안정성은 매식체 주위의 골질 및 임플란트 표면과 골 사이의 고정의 질(quality of the fixation)에 의해 결정되며, 골질은 피질골/망상골의 비율 같은 구조적 조성 과 미네랄 함유 정도에 의해 결정된다고 하였다. 임플란트의 고정의 질은 계면 강도의 removal torque, periotest 값, resonance frequency analysis(RFA), 방사선 측정, 조직학적 표본관찰 등의 방법으로 알 수 있다²⁻⁵⁾. 이 중에서 골과 임플란트 접 축정도를 가장 정확하게 분석하기 위해서는 조직학적 표본을 분석함으로써 알 수가 있다⁶⁾. 그러나 인체 내에서는 표본을 획득하기가 어렵고 또한 표본을 얻는다고 하더라도 임플란트 하나에서 몇 장 밖에 되지 않는 슬라이드를 얻게 된다. Periotest 값, RFA를 이용하기 위해서는 고가의 장비가 필요하다는 문제가 있다. 그러기에 비파괴적 및 경제적인 방법으로 알려진 방사선 측정법이 구강 내 임플란트 주위 골을 측정하기 위해 일반적으로 사용되었다.

이러한 간접적인 측정법은 골을 직접 관찰하는 방법보다 더 실용적이고 또한 덜 파괴적이라고 할 수 있지만 이의 장단점에 대해서는 서로 다른 의견이 존재하고 있다. 1954년 Hutchinson 등⁷⁾이 방사선사진에서 골 변화를 관찰하기 위해서는 골 변화가 시작된 후 7 내지 10일이 경과하여야 한다고 이론적으로 시사한 이래, 실험적으로 Bender^{8,9)}, Ramadan과 Mitchell¹⁰⁾ 및 그 외 학자들¹¹⁻¹³⁾은 골내의 병변이 있는 경우 피질골의 흡수 또는 천공이 없는 한 일반 방사선사진에서 판독이 될 수 없다고 보고하고 있다. 즉, 해면골에 국한된 파괴는 방사선사진상에서 판독 가능한 방사선 투과상을 나타내지 않으며 방사선사진상에서 병변이 확인되기 위해서는 30 - 50 %의 골이 상실되어야 나타나게 된다. 따라서 병변이 실제 존재한다 해도 사진상에서 확인되는 경우는 어느 정도에 불과하다. 이와는 반대로 Shoha 등¹⁴⁾과 Lee & Messer¹⁵⁾는 해면골에 국한된 병소가 있어도 방사선학적으로 확인이 가능하다고 보고하고 있다. 이처럼 방사선사진에 의한 골병변의 판독능력에 대해서는 과거부터 연구자간에 의견이 엇갈려 왔다. 즉, 임

* 교신저자 : 조규성, 서울특별시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 치과대학 치주과학교실, 우편번호 120-752 (전자우편 : kscho@yumc.yonsei.ac.kr)

플란트 주위 골 변화가 방사선 사진상에 나타난다 하더라도 관찰자에 의해 명확히 판별되는 것이 불가능하며, 그 이유는 사진에 대한 판정이 정성적이고 주관적이기 때문에 관찰자의 임상 경험 등의 외적인 조건에 많은 영향을 받게 되기 때문이다¹⁶⁾.

이러한 관찰자에 의한 판정의 오류를 제거하기 위해 Jung 등¹⁷⁾, Nagamine 등¹⁸⁾은 텔레비전 방사선평가, 마이크로덴시토메타(microdensitometer)에 의한 방사선사진의 농도 측정을 행하여 그 판독을 정량화하는 시도를 하였다. 그 평가는 방사선사진 촬영 시 각종 스텝웨지(stepwedge)를 함께 촬영한 뒤 흑화도의 변화 정도를 알루미늄 두께로 변환함에 의해 가능했다. 그러나 일반적으로 행해지고 있는 마이크로덴시토메타에 의한 방사선사진 농도측정에서는 얻어진 정보가 점 또는 선으로서의 정보였으며 측정부위가 한정되어 화면으로서의 정보를 다루기에는 기술적인 한계가 있었다.

최근 디지털 시스템을 이용하여 치의학 분야에서 방사선사진 판독에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 방사선사진의 디지털화를 응용한 연구는 배경 잡상이나 진단상 불필요한 해부학적 구조물을 제거하고 치조골 변화를 화상에서 강조 또는 추출 처리하여 얻은 공제상을 비디오 모니터상에 나타내는 디지털공제술(digital subtraction)이라 하는 컴퓨터 화상해석이 Webber 등¹⁹⁾과 Grondahl 등²⁰⁾에 의해 치조골의 미세변화를 평가하기 위해 치과방사선 사진법에 도입되었다.

디지털 방사선은 진단적 관심의 형태학적 병리학적 변화에 대한 구강 조직의 조사를 위해 우선적으로 사용되고 있다. 이것은 X 선의 조사 각도를 조정함으로써 쉽게 관찰 및 측정되어질 수 없는 석회화된 구조내의 병변을 찾기 위해서 자주 사용된다²¹⁾. Grondahl 등^{22,23)}, Okano 등²⁴⁾ 및 그 외 여러 학자들^{11,25-27)}의 그 이후 연구대상은 공제술에 의한 치조골의 미세변화 검출, 치주치료, 치아우식의 평가²⁸⁻²⁹⁾에 맞추어져 실험 및 임상응용이 진행되었다. 한편 Webber 등³⁰⁾과 Janssen³¹⁾이 디지털 방사선사진의 평가에 있어서 오류와 문제점 등에 대해 보고

한 이래, Wenzel과 Sewerin³²⁾은 화상잡음의 원인, Ohki 등³³⁾은 대조도 보정 방법, 그리고 Duckworth와 Judy³⁴⁾는 규격화 방법에 대해 보고하여 많은 보완이 이루어졌다. 그러나, 평가에 있어서는 방사선 사진 촬영 시 알루미늄 웨지를 이용하여 함께 촬영한 뒤 흑화도의 변화 정도와 알루미늄 두께 변화의 신뢰도를 확인하는데 그쳐 일반 방사선사진의 판독과 마찬가지로 관찰자의 육안에 의해 정성적으로 평가하는데 불과했다.

이에 대하여 공제상을 정량적으로 평가하는 시도가 Ruttimann과 Webber³⁵⁾, Walker 등³⁶⁾ 및 조와나³⁷⁾에 의해 연구되었다. 이들의 정량법은 피사체의 방사선 촬영시에 참조체를 동시에 촬영하여 피사체에 있어서의 계조도를 참조체와 등가의 두께로 변환하는 방법이 이용되었다. 김과 최³⁸⁾도 최근 참조체로서 알루미늄 스텝웨지를 이용하고 건조하악골을 피사체로서 실험을 행하되 그 방사선사진상을 charge-coupled device(CCD) 카메라를 사용하여 입력한 뒤 디지털화를 이용하여 골변화에 대해 계조도의 평행선(parallel plot)을 작성하여 정량적 분석을 보고한 바 있다. 이 역시 과거 방사선사진에 대해 마이크로덴시토메타에 의한 농도측정을 간편화시킨 결과이나 점 또는 선상의 평가에 국한되었으며 개개 화상의 계조도의 평행선을 재작성하는 복잡함이 있었다.

무엇보다 가장 큰 문제점은 과거에 이미 웨지의 사용 없이 촬영이 된 사진에 대해서는 평가가 불가능하다는 것이다. 이에 본 연구 전에 저자는 피사체의 두께에 대한 방사선의 밀도가 높은 유의성으로 정비례 관계에 있다는 것을 보고 한 바가 있다³⁹⁾. 이를 이용하여 서로 다른 환경에서 촬영된 사진에서 참조영역을 두 지점에 설정하였을 때에 관심영역의 밀도 변화를 비교 할 수 있다는 가능성을 밝힐 수가 있게 되었다.

본 연구에서는 과거에 이미 촬영 되어진 임플란트의 방사선 사진을 computer-assisted densitometric image analysis(CADIA)를 이용하여 분석함으로써, 성공하거나 실패한 임플란트 매식체 주위의 골밀도 변화 양상을 평가하고, 이를 0에서 255까지

의 8비트 체제 수치로 환산하여 골밀도 변화를 정량적으로 표현하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 재료 선택과 방사선 사진 촬영 및 연상

연세대학교 치과대학병원 치주과에서 1994년부터 2002년 9월까지 식립한 총 2152개의 machined Brånemark 임플란트(Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)를 대상으로 하였다. 방사선사진중에서 보관 상태가 좋지 않아 파손되거나 현상 시 잘못으로 사진 특정 부위에 오류가 있는 경우 및 매식체의 나사선(thread)이 불명확한 방사선사진은 배제하였다. 분석이 가능한 실패한 임플란트 22개의 방사선 사진을 실험군으로 하였으며, 실패한 임플란트를 갖는 환자에서 다른 부위의 성공한 22개의 임플란트 방사선사진을 대조군으로 설정하였다. 분석 대상에서 단일 나사선의 특징을 갖는 machined Brånemark standard 및 Mk II 시스템은 Group 1으로, 이중 나사선의 machined Brånemark Mk III 및 Mk IV 시스템은 Group 2로 구분하였다. 임플란트의 방사선사진들은 식립 직후와 제거 전에 감광도 E군의 Ektaspeed plus 구내 치근단 필름(Kodak Co., USA)을 이용하여 촬영되었고, 촬영된 방사선 필름은 Periomat 자동 현상기(D RR DENTAL Co., Germany)을 이용하여 현상하였으며, 현상액과 정착액은 원액과 물을 1:4로 섞은 Readymatic 제품(Kodak Co., USA)을 사용하였다.

2) 디지털 영상 시스템

영상처리는 IBM호환 PC와 17인치 고해상도 컬러 모니터를 이용하였다. 촬영된 방사선 사진의 입력을 위하여 최대 2400dpi를 지원하는 Photo smart S20(Hewlett packerd Co., USA) 스캐너로 600dpi의 설정으로 디지털화 한 후에, Brain3dsp (NosDIATech Co., Korea)를 이용하여 스캔된 방사

선 사진을 256 계조도를 갖는 영상으로 변형하였으며, 이러한 일련의 과정에서 자동이미지변환(auto image processing)과정은 없도록 옵션을 설정하였다. 실험을 위한 영상의 조작은 Brain3dsp (NosDIATech Co., Korea) 프로그램을 이용하였다.

2. 연구방법

1) 임플란트 생존율과 성공선택 기준 및 실패 요인 분류

(1) 임플란트 생존율 평가 기준

연세대학교 치과대학병원 치주과에서 1994년부터 2002년 9월까지 식립한 총 2152개의 machined Brånemark 임플란트를 1990년 Ahlqvist 등⁴⁰⁾이 제시한 생존기준에 따라 평가하였다. 평가 기준은 (1) 임상적으로 안정된 보철물로 기능을 하고 있어야 하고, (2) 임플란트에 동통이 없어야 하고, (3) 주위 연조직이 임상적으로 건강하거나 약간의 염증만 있어야 하며, (4) 방사선상 투과상이 없거나 임플란트 주위로 다른 병적 소견이 없어야 한다.

(2) 임플란트 실패요인 분류

실패요인은 3가지로 분류하였으며, (1) 식립 후 기능적 부하 전에 매식체의 하방부에서 시작하는 방사선 투과상이 있는 경우는 과열에 의한 것으로 평가 (2) 식립 후 기능적 부하 전에 과열이 아닌 다른 이유로 제거되는 경우는 감염에 의한 것으로 평가 (3) 기능적 부하 후에 동요도로 인해 제거되는 경우는 과부하라고 평가하였다.

(3) 성공한 임플란트의 선택 기준

임상 및 방사선학적으로 1985년 Lekholm과 Zarb⁴¹⁾가 제시한 성공기준에 부합된 22개의 매식체를 대조군으로서 분석하였으며, 평가 기준은 (1) 부착되지 않은 각 임플란트가 임상검사 시 동요도가 없을 것 (2) 방사선적으로 임플란트 주위조직의 방사선 투과상이 없을 것 (3) 임플란트 매식 첫 1년 후 1mm 이하, 매년 0.2mm 이하의 수직골 소실 (4) 통

증, 감염, 신경장애, 감각 이상, 하악관 손상과 같은 지속적이고 비가역적 증상이나 징후가 없어야 한다.

2) 임플란트 매식체 주위 골밀도 변화

(1) 계측내용

(가) 참조영역의 밀도 측정

각각의 임플란트 사진에서 동일한 부위에 참조영역을 설정하였다. 한 곳은 골이나 임플란트 등의 경조직이 나타나지 않는 부위였고(상대두께 0), 다른 곳은 임플란트 매식체 내부의 가운데(상대두께 100)로 설정하였다. 50×50 화소(pixel) 크기로 두 곳에서 참조영역의 밀도를 측정하였다. 또한 매식체 내부 구조물의 변이에 의한 밀도 변화를 보상하기 위하여 참조영역의 히스토그램에서 밀도가 높은 부분을 따로 평균을 내어 참조 영역의 밀도로 정하였다.

(나) 관심영역의 골밀도 측정

공제된 이미지상에서 나사선과 정상골 사이에 선을 그어 해당되는 부위 화소의 계조도 값의 평균을 측정하는 선상분석법(linear analysis)을 이용하여

임플란트 매식체 나사선 사이의 골밀도를 평가하였다(Figure 1). 나사선의 높은 부위(peak)과 낮은 부위(valley)에서 각각 0.8mm까지를 평가 대상으로 하였다. 매식체의 나사선이 좁아지는 부분을 근단(apical) 부위, 나머지 부위를 반으로 나누어 윗부분을 치관(coronal) 부위, 아랫부분을 중간(middle) 부위로 구분하고 각각의 부위를 분석하였다. 식립 직후와 제거 전의 이미지상에서 측정된 평균값들의 변화가 골밀도의 증가, 감소를 의미한다. 수치는 8비트 체제를 이용하여 0에서 255까지의 값을 가질 수 있게 된다. 공제된 이미지상에서 관심영역의 계조도 히스토그램의 분포도는 컴퓨터에 의해 얻어지고, 여기서 관심영역의 계조도 히스토그램의 평균과 표준편차가 계산되고 비교가 되면 측정된 수치는 임플란트 매식체 주위변화를 실질적으로 반영하게 된다.

(2) 특성화 직선 결정

각각 방사선 사진의 두 참조지역의 골밀도 평균값을 양끝으로 하는 직선을 구하였다. 이때 임플란트 주위골의 밀도는 계산된 직선의 범위 안에 놓이게 된다.

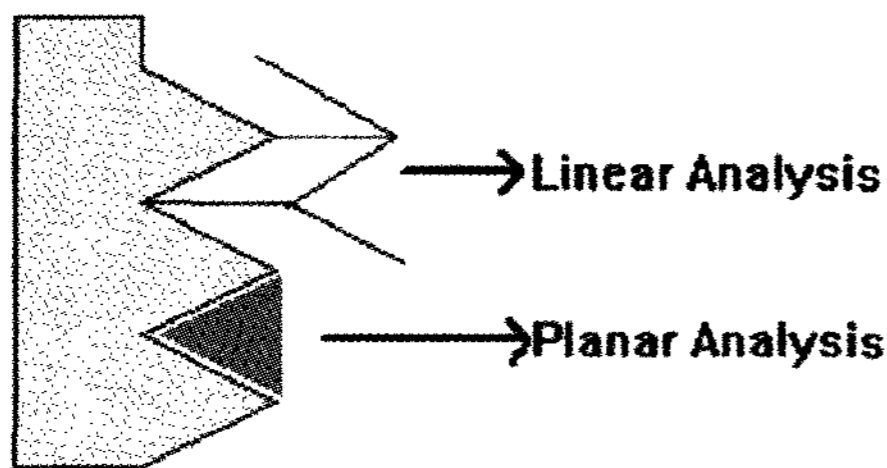


Figure 1. Difference of linear analysis and planar analysis.

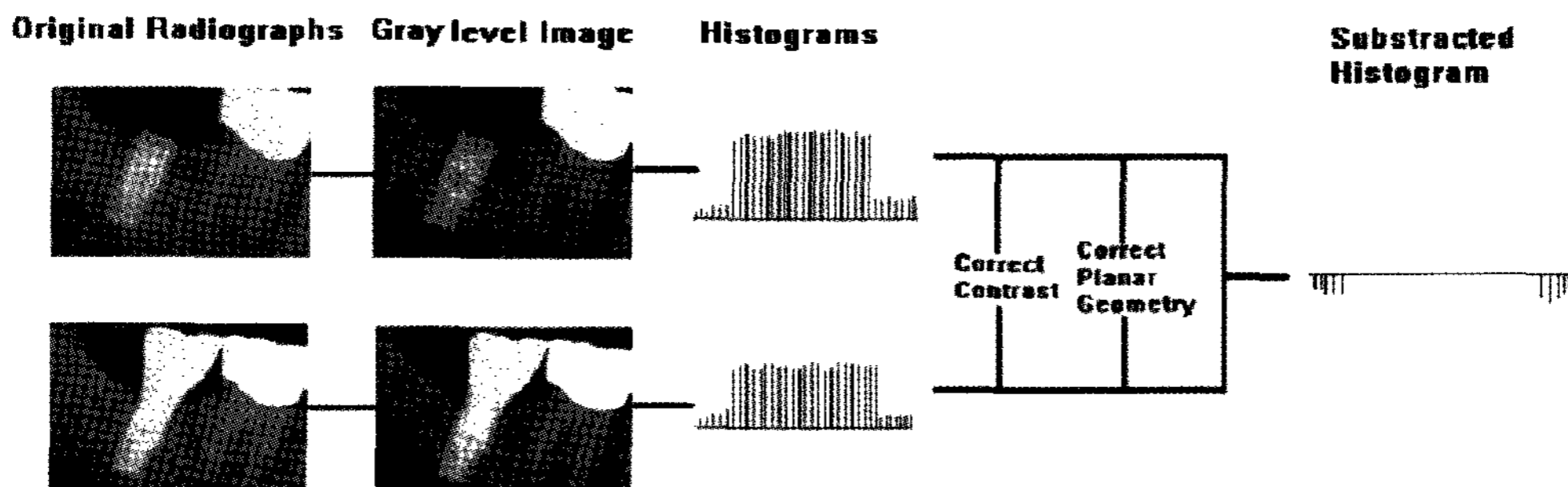


Figure 2. Schematic representation of the key steps in the calculating of peri-implant bone density change.

임플란트 식립 직후의 참조지역 : (0, R'),(100, R'')

임플란트 제거 직전의 참조지역 : (0, r'),(100, r'')

임플란트 식립 직후의 특성화 직선(L)

$$: Y = (R'' - R')X 100 + R'$$

임플란트 제거 직전의 특성화 직선(l)

$$: Y = (r'' - r')X 100 + r'$$

(3) 자료 분석

임플란트 매식체 나사선 사이 골밀도의 측정값을 특성화 직선을 이용하여 계산하여 그 변화를 알아본다.

임플란트 식립 직후의 관심영역 : (I, I')

임플란트 제거 직전의 관심영역 : (i, i')

관심영역의 상대적 골밀도 변화 : i - I'

일반 방사선 사진에서 임플란트 주위 골밀도 변화를 계산하는 대략적인 방법은 아래와 같다(Figure 2). 최종 공제된 히스토그램에서 골밀도의 변화량을 알 수 가 있게 된다.

Brånemark Standard, Mk II 시스템의 단일 나사선과 Brånemark Mk III, Mk IV 시스템의 이중 나사선의 구조적 차이 때문에 선상 분석시에 각각 Group 1, 2로 구분하였다. 근원심쪽 나사선의 가장 높은 부

위 위치 관계가 두 시스템에서 차이가 있음을 알 수 있다(Figure 3).

골밀도 변화량은 보정된 히스토그램에서 그 변화량을 측정함으로써 알 수가 있으며 컴퓨터로 계산된다(Figure 4).

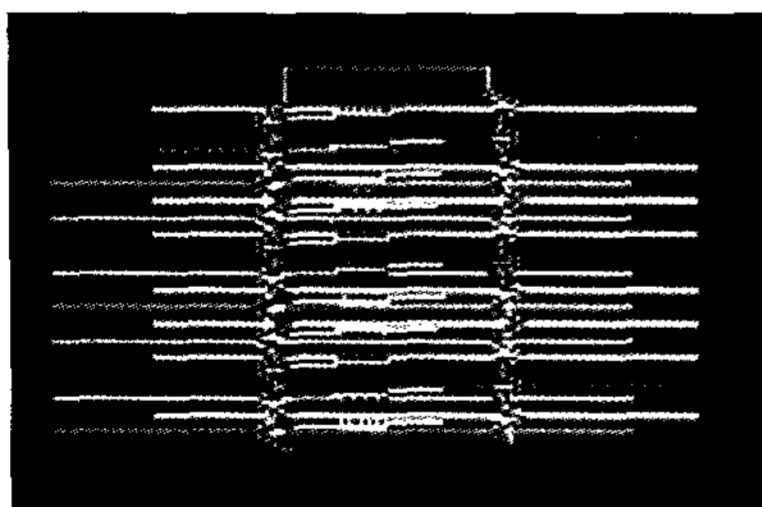
(4) 통계학적 분석

각 측정 지수를 각 부위별로 평균, 표준편차를 구하고 성공한 임플란트에 대한 실패한 임플란트의 골밀도 비교를 위해 unpaired t-test로 분석하였다.

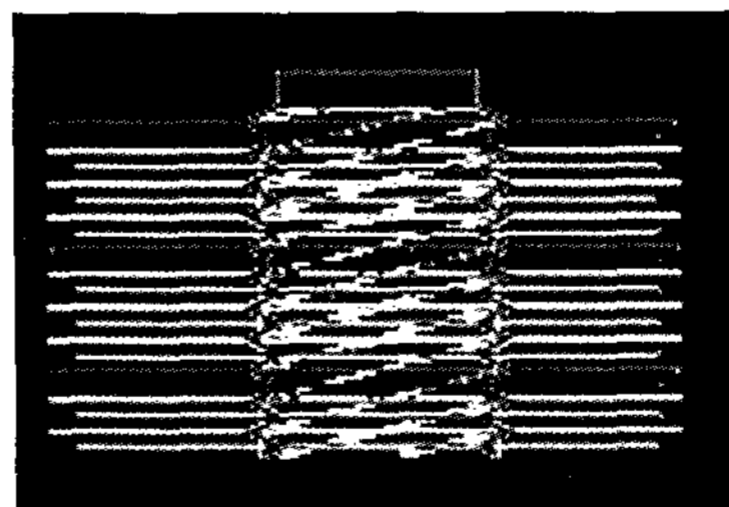
III. 결과

1. 임플란트 생존율과 실패요인 및 시기 비교

연세대학교 치과대학병원 치주과에서 1994년부터 2002년 9월까지 식립한 총 2152개의 machined Brånemark 임플란트 중에서 68개가 실패하여 생존율은 96.8%이었다(Table 1).



Single Thread



Double Thread

Figure 3. Schematic representation of thread type.

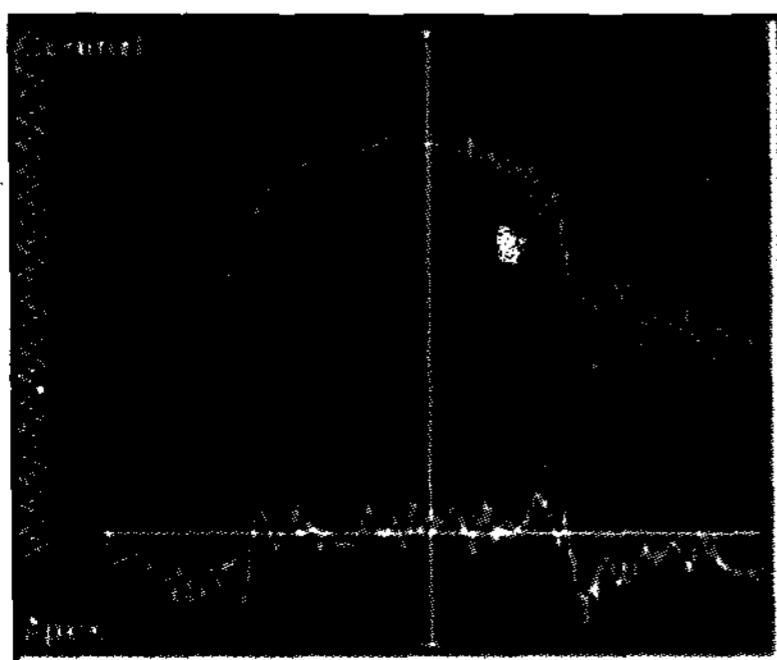


Figure 4. Schematic representation of subtracted histogram.

Table 1. Number of failed implants with respect to system

System	No. of placed implants	No. of failed implants	Survival rate(%)	No. of aquired image
Group 1	1635	57	96.5	19
Group 2	517	11	97.9	3
Total	2152	68	96.8	22

Group 1 : machined Brånemark standard and Mk II system

Group 2 : machined Brånemark Mk III and IV system

Table 2. Causes of fixture removal

System	Causes of fixture removal			
	Over-heat	Infection	Over-load	Total
Group 1	1	6	12	19
Group 2	1	2		3
total	2	8	12	22

Group 1 : machined Brånemark standard and Mk II system

Group 2 : machined Brånemark Mk III and IV system

Table 3. Life table analysis of failed implants

Interval	No. of failed implants	Cumulative failure number
Placement - loading	10	10
Loading - 1 year	4	14
1 year - 2 years	4	18
2 years - 3 years	4	22
Total	22	22

Table 4. Life table analysis of success implants

Interval	No. of success implants	Cumulative success number
Placement - loading	5	5
Loading - 1 year	10	15
1 year - 2 years	1	16
2 years - 3 years	6	22
Total	22	22

총 2152개중 machined Brånemark Standard 및 Mk II 시스템은 1635개 였고 57개가 실패하여 96.5%의 생존율을 보였고, machined Brånemark Mk III와 IV 시스템은 총 517개로 11개가 실패하여 97.9%의 생존율로 전체 machined Brånemark 시스

템은 96.8%의 생존율을 나타내었다.

연구에서 분석된 실패한 22개의 임플란트를 실패의 원인과 비율로 살펴보면 10개는 보철 전에 감염 및 과열에 의해 제거되었고, 12개는 보철 후 과부하에 의해 제거되었다(Table 2).

Table 5. Peri-implant bone density changes in failed implants

No. of Implant	Failure			Peri-implant bone density changes					
	Site	(mon)	Cause	Coronal		Middle		Apical	
				Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
1	21	3	Over-heat	2.1	-9.8	-9.3	-4.0	-25.9	-38.1
2	37	34	Over-load	-9.0	-8.5	-4.3	-3.1	2.2	3.5
3	37	10	Over-load	-4.8	3.1	-7.8	-0.4	12.4	11.5
4	47	8	Infection	-3.7	-11.3	-4.4	-13.7	-8.6	-8.4
5	37	13	Over-load	-6.5	-4.6	-2.0	-5.1	-6.5	-8.2
6	17	12	Over-load	-9.2	-9.5	-5.1	-1.0	2.0	4.4
7	47	21	Over-load	5.8	-1.4	5.4	-3.8	0.2	-3.5
8	46	1	Infection	-16.4	-15.8	-10.5	-12.7	-9.4	-12.2
9	48	10	Infection	-8.9	-7.4	-2.4	-4.2	4.6	3.1
10	47	32	Over-load	-15.7	-6.8	-9.3	-4.5	-0.3	5.7
11	46	32	Over-load	-19.2	-3.9	-7.1	8.9	-3.4	13.5
12	47	30	Over-load	-3.4	-7.7	-4.9	-3.0	-3.4	-1.3
13	17	14	Infection	-11.7	-21.5	-16.6	-9.0	-5.5	0.4
14	36	8	Over-load	-7.1	8.3	-7.0	3.8	-3.1	4.0
15	23	27	Over-load	-5.9	-3.4	-2.8	-2.6	6.7	5.7
16	35	33	Over-load	-11.0	1.7	-11.5	4.1	6.7	2.6
17	37	20	Over-load	-8.4	-0.9	3.6	-4.3	5.8	-0.9
18	12	5	Infection	-9.8	-3.8	-5.6	4.7	10.4	14.5
19	46	2	Infection	-15.6	-3.5	3.8	-7.4	-5.8	-16.7
20	46	3	Infection	-6.7	-4.5	-2.4	5.7	8.6	9.1
21	36	1	Over-heat	-7.2	-5.0	-5.4	-5.4	-11.6	-11.3
22	36	3	Infection	-4.6	5.2	-2.1	9.1	3.0	10.5
Mean		14.6		-6.54		-3.53		-0.75	
S.D.				6.35		5.78		10.33	

실패시기에 대한 결과는 Table 3에 나타나있다. 식립 후 제거 시기는 최단 1개월에서 최장 34개월까지 다양하게 나타남을 보였다. 제거 평균 시기는 약 14.6개월로 나타났으며, 식립 후부터 기능적 부하 후 1년까지 높은 비율(63.6%)의 실패빈도를 보였다.

연구에서 분석된 성공한 임플란트의 분포는 Table 4에 나타나있다. 평균 관찰 기간은 15.4개월이었다.

2. 임플란트 매식체 주위 골밀도 변화

실패한 임플란트 매식체 주위 골변화 양상이 Table 5에 나타나있다. 실패한 임플란트 매식체 수

치의 변화는 치관 부위에서는 -6.54 ± 6.35 , 중간 부위에서는 -3.53 ± 5.78 , 근단 부위에서는 -0.75 ± 10.33 로 나타내었다. 최고 수치는 -38.1 이었으며 최저 수치는 14.5 였다.

수술 시 과열에 의한 원인으로 매식체가 제거되었을 때에는 근단 부위의 골밀도 감소 양상이 다른 부위보다 뚜렷하게 나타났으며, 감소된 수치는 최고 -38.1 에서 최소 -11.3 이었다. 근단 부위에서 치관 부위까지 전반적으로 골밀도가 감소하여 수치가 음의 값을 나타내었다.

감염이나 보철 후 과부하에 의한 제거일 경우에는 치관 부위에서부터 골밀도 감소 현상이 발생하는 것

Table 6. Peri-implant bone density changes in success implants

			Peri-implant bone density changes					
No. of Implant	Success		Coronal		Middle		Apical	
	Site	Month	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
1	35	10	2.4	3.4	10.5	16.5	12.5	8.9
2	36	10	5.6	4.9	8.7	12.6	14.5	10.7
3	46	8	4.2	-3.4	7.8	-2.5	10.5	16.4
4	26	37	2.6	1.5	4.5	8.7	6.6	8.2
5	16	12	6.5	4.7	7.7	6.9	10.5	11.2
6	47	3	-1.2	2.5	-0.8	7.3	4.4	8.9
7	45	30	14.5	10.8	16.0	13.4	10.7	17.5
8	46	30	13.5	12.6	13.2	10.9	11.7	17.8
9	15	14	4.6	7.1	4.6	0.9	9.3	8.0
10	16	14	1.6	1.5	2.6	4.7	3.8	7.6
11	25	19	4.9	8.4	4.9	6.4	5.0	7.3
12	36	33	7.6	4.9	10.3	12.4	13.4	10.7
13	37	33	3.7	4.8	9.7	8.1	19.8	20.7
14	47	2	2.4	-0.8	3.5	-2.3	5.6	7.7
15	17	40	15.3	14.2	5.4	15.9	20.1	18.9
16	44	3	5.4	-2.3	4.3	5.6	2.8	6.2
17	45	3	-1.5	2.7	4.9	-1.6	4.9	8.5
18	35	3	1.6	1.1	-2.8	4.5	5.6	7.5
19	37	3	2.3	-2.5	7.5	6.5	4.9	9.5
20	15	8	-0.5	4.6	-0.6	6.6	5.4	7.5
21	16	8	4.6	-1.6	6.0	5.2	6.4	10.0
22	17	8	6.2	1.5	5.6	-1.5	9.1	8.1
Mean		15.4	4.25		6.33		9.89	
S.D.			4.66		5.02		4.67	

S.D. : Standard deviation

Table 7. Comparison of failed implants with success implants

	Peri-implant bone density changes			
	Coronal	Middle	Apical	Total
Failed Implants	-6.54±6.35*	-3.53±5.78*	-0.75±10.33*	-3.71±8.03*
Success Implants	4.25±4.66	6.33±5.02	9.89±4.67	6.27±5.29

All value are expressed in mean standard deviation

* : statistically significant difference compared with success implant group, p<0.01

이 관찰되었다. 제일 많이 감소한 양은 -19.2였으나, 부분적으로 골밀도는 증가한 양상을 나타내어 최대 14.5까지 증가하였다.

성공한 임플란트 매식체 주위 골변화 양상이 Table 6에 나타나 있다. 위의 결과에 따르면 성공한 임플란트 매식체 수치

의 변화는 치관 부위에서는 4.25 ± 4.66 , 중간 부위에서는 6.33 ± 5.02 , 근단 부위에서는 9.89 ± 4.67 로 나타내었다. 최고 수치는 20.7이었으며 최저 수치는 -3.4 였다.

성공한 임플란트 매식체 주위 골변화 양상이 Table 6에 나타나있다.

성공한 임플란트와 실패한 임플란트의 골밀도 변화 비교가 Table 7에 나타나있다. 치관, 중간, 근단의 모든 부위에서 유의성 있는 차이를 보였다($p < 0.01$).

IV. 고찰

임플란트를 둘러싸고 있는 골조직의 비파괴적인 분석을 위해서 다양한 시도가 이루어져 왔고, 또한 구강 내 임플란트에 대한 대부분의 연구에서 방사선적으로 분석하는 것이 포함되었지만 그 기술이나 측정 방법에 대해서는 표준화 된 바가 없다. 방사선적 분석은 인접골의 높이를 측정하는 방법과 인접골의 밀도를 측정하는 방법이 대표적이라 할 수 있다. 그 중에서도 임플란트의 인접골 높이 측정을 위해서는 많은 연구가 이루어져왔는데, ruler, caliper, 이미 알려진 나사선 사이의 거리를 이용하여 골상방 나사선의 수를 측정, optical comparator, 컴퓨터 등이 이용되었다⁴²⁻⁴⁵. 구강 내 임플란트의 인접 골 높이 측정을 위한 컴퓨터 기술의 신빙성은 sliding gauge 나 magnifying glass⁴⁶를 이용하는 것보다 더 우월함이 밝혀진 바가 있지만 관찰자에 따른 편차가 다소 있다^{47,48}. 하지만 단순히 인접골의 높이를 측정하는 것으로는 임플란트와 골과의 계면의 상태를 알 수가 없으므로, 임플란트 주위골의 밀도를 측정하는 것이 중요하게 부각되었다.

임플란트 주위골의 밀도변화를 장기적으로 분석하기 위해서는 일정한 각도로 촬영된 방사선상이 있어야 하고, 같은 밀도의 물체라도 현상조건에 따라 흑화도가 다르게 나타날 수 있기 때문에 이를 보정할 수 있는 참조체가 매번 촬영시마다 설정되어 있어야 하며, 분석양상을 관찰자의 주관이 아닌 객관적으로 판단할 수 있어서 정량적인 측정이 가능해야 하는 3

가지 조건이 만족되어야 한다.

이번의 연구에서는 임플란트 매식체의 나사선이라는 일정한 구조를 이용하여 이 나사선 사이의 골밀도를 분석하였다. 즉, 나사선 사이가 명확히 설정가능 하다면 관심영역이 어느정도 일정하게 유지 될 수 있게 된다. 그러나 이러한 방법으로는 필름의 휘어짐에 의한 조사각도의 오차 등을 보상할 수 없으므로, 이 변화를 수정하기 위해 두 공제상 사이의 계조도 히스토그램을 비교하여 비모수 대조도 교정 방법(non-parametric contrast correction method)로 보정하였다. 서로 다른 현상조건을 해결하기 위해서 이번 연구 전에 소 등³⁹⁾은 피사체의 밀도와 방사선상의 흑화도는 직선 관계임을 증명한 바가 있다. 즉, 서로 다른 상황에서 촬영된 두 방사선상에서 두 곳의 참조영역을 설정할 수 가 있을 경우에 두 방사선상의 관심영역의 밀도를 객관적으로 비교할 수가 있게된 것이다. 마지막으로 골밀도의 변화된 양은 0에서 255까지 나타나는 계조도 수의 감소 정도로 표현됨으로써 정량적이고 객관적인 비교가 가능하게 되었다.

이번 연구에서 이용되어진 일반 치과 방사선 사진의 디지털화는 골의 생리적 변화율을 확대할 수 있는 소프트웨어를 사용할 수 있게 함이다. 이때 공제상을 회색조의 계조도로 표현함으로써 밀도의 변화를 더욱 잘 나타낼 수 있다.

나사선 사이의 분석방법에는 선상 분석(linear analysis)과 평면분석(planar analysis)이 있다. 평면분석은 일반적으로 조직학적인 계측이 이루어지는 부위인 나사선 사이의 삼각형 영역을 분석하는 방법으로 골변화를 인지하는 데에는 이상적일 수 있지만, 나사선에 근접한 부위의 골변화를 관찰하는 것이 불가능하고 영역 설정이 주관적이라는 문제점이 있다. 이에 반해 선상 분석은 높은 밀도의 임플란트의 매식체와 중간 정도의 밀도를 보이는 골사이에서 골유착이 성공적일 경우 낮은 밀도인 어두운 부분이 적어야 하지만, 실패한 임플란트의 경우에는 낮은 밀도의 부분이 증가하는 것을 이용한 방법으로, 이 부위에 대한 분석으로 추후의 경과와 변화를 예측 및

인지할 수 있게 한다. 평면분석에 비해 분석에 이용되는 화소의 수가 적으므로 잡음(noise)에 대한 약점이 있는 반면에 관심영역의 설정이 더욱 객관적이어서 유리하고 결과수치도 더욱 결정적인 장점이 있다. 잡음에 대해 민감하다는 문제점은 히스토그램 분석시 표준편차를 감소시킴으로써 해결이 가능하다. 그리하여 이번 연구에서는 평면적인 분석이 아닌 선상 분석 방법을 이용하여 임플란트 매식체 주위의 골변화 양상을 알아보기로 하였다. 추후 객관적이고 재현성 있는 부위의 설정이 가능하게 된다면 평면분석 방법도 조직학적 분석 방법만큼 정확한 결과를 제시할 수 있게 될 것이다.

이러한 선상분석을 이용할 경우에 중요한 참고점이 되는 것은 나사선의 모양이라 할 수 있다. 이번 연구 대상은 machined Brånemark 시스템으로 Mk II 시스템과 Mk III 시스템은 나사선의 모양이 다르므로 분석방법에 차이를 두었다. 즉, MK II 시스템은 한쪽 나사선의 높은 부위가 다른 쪽 나사선의 낮은 부위와 직선상에 놓이게 되지만, 이중 나사선으로 이루어진 Mk III 시스템에서는 양쪽 나사선의 높은 부위가 직선상에 놓이는 특징을 가지고 있기 때문이다.

다양한 원인으로 인한 임플란트 실패를 분석한 결과 일반적으로 알려진 골밀도 감소 양상과 CADIA를 이용한 골밀도 감소 양상이 흡사하게 결과가 나타났다. 과열에 의한 경우에는 근단측 부위의 골밀도 감소 양상이 뚜렷하였으며, 감염이나 보철 후 과부하에 의한 경우에는 치관 부위에서 시작하는 골밀도 양상이 뚜렷하였다. 골밀도 감소 양상은 근원심에서 다르게 나타나는 경우가 많았으며, 이 경우 근원심 중에서 한쪽이 건전한 골로 이루어져 있더라도 다른 쪽의 골이 파괴가 많아지면 매식체를 제거해야 할 가능성이 높아짐을 알 수 있다. 감염의 경우에는 8개중 7개가, 과부하는 12개중 7개가 근원심 모두에서 골밀도 감소를 보여서 감염에 의한 실패의 경우 근원심 모두에서 골소실이 나타난 경우가 과부하에 의한 제거 시 근원심 양측에서의 골소실이 나타난 경우보다 빈도가 더 높았다. 부위별로는 근단 부위

의 골밀도는 감염이나 과부하의 원인에 대해서는 다른 부위에 비해 영향이 상대적으로 적었으나, 과열의 경우에는 영향이 큼을 알 수가 있었다.

아직까지 더 연구가 진행되어야 할 부분이 있다. 첫째로 같은 제거 원인임에도 불구하고 골밀도의 감소 정도가 개체들 사이에서 차이가 있고, 골밀도 감소 양상을 나타내는 계조도의 감소 정도가 서로 다른 개체끼리의 비교는 어렵다는 것이다. 이는 개체마다 협설측 골의 두께와 골질이 다르기 때문이라고 생각할 수 있다. 둘째로 해부학적 구조물(절치공, 외사선, 내사선, 근돌기, 관골돌기 등)이 중첩된 경우에는 분석이 곤란하다. 셋째로 임플란트 매식체의 근원심 부위를 분석하기 때문에 매식체의 협설측면의 골밀도 변화를 알 수가 없으며, 이는 치근단 방사선 사진이나 파노라마를 이용한 분석의 경우에 언제나 나타나는 한계점이라 할 수 있다. 셋째로 다양한 형태의 나사선을 갖는 임플란트의 분석을 자동화한다면 여러 시스템의 임플란트를 분석하는 것이 가능해질 것이다. 마지막으로 현재 8 bit 체재로 분석한 방법에서 발전하여 16bit로 분석한다면 더욱 민감하고 정확한 결과를 얻을 수 있으리라 사료된다.

이상의 결과에서 임플란트 매식체를 분석하기 위하여 선상분석방법을 사용할 수 있을 것으로 사료되며, 추후 이를 통하여 임플란트를 이용한 임상 및 연구분야 뿐만 아니라 임플란트의 성공 기준의 확립에 많은 도움이 될 수 있을 것이다.

V. 결론

연세대학교 치과대학병원 치주과에서 1994년부터 2002년 9월까지 식립한 총 2152개의 machined Brånemark 임플란트 중에서 분석이 가능한 실패한 임플란트 22개의 방사선 사진을 실험군으로, 실패한 임플란트를 갖는 환자에서 다른 부위의 성공한 22개의 임플란트 사진을 대조군으로 설정해서 분석하여 아래의 결론을 얻을 수 있었다.

1. 총 2152개의 machined Brånemark 시스템에

서 standard, Mk II 시스템은 1635개였고 이 중에서 57개가 실패하여 96.5%의 생존율을 보였으며, Mk III, IV 시스템은 517개였고 이 중에서 11개가 실패하여 97.9%의 생존율을 보여 전체적으로는 96.8%의 생존율을 나타내었다.

2. 분석이 가능한 실패한 22개의 임플란트 중에서 10개는 보철 전에 감염 및 과열에 의해 제거되었고, 12개는 보철 후 과부하에 의해 제거되었으며, 식립 후부터 기능적 부하 후 1년까지 높은 비율(63.6%)의 실패빈도를 보였다.
3. 실패한 임플란트 매식체 수치의 변화는 치관 부위에서 -6.54 ± 6.35 , 중간 부위에서 -3.53 ± 5.78 , 근단 부위에서 -0.75 ± 10.33 , 전체 부위에서 -3.71 ± 8.03 을 나타내었다.
4. 성공한 임플란트 매식체의 골변화는 치관 부위에서 4.25 ± 4.66 , 중간 부위에서 6.33 ± 5.02 , 근단 부위에서 9.89 ± 4.67 , 전체 부위에서 6.27 ± 5.29 를 나타내었다.
5. 성공한 매식체와 실패한 매식체의 각 부위 및 전체부위는 서로 간에 모두 유의차가 있었다 ($p < 0.01$).

VI. 참고문헌

1. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:213-219.
2. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques of polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-24.
3. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in the rabbit. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;26:120-127.
4. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.
5. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol, J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:24-30.
6. Johansson C. On tissue reactions to metal implants. Thesis. Goteborg University. 1991.
7. Hutchinson ACW. Dental and oral X-ray diagnosis. Edinburgh, E. and S. Livingstone Ltd. 1954:94-95.
8. Bender IB, Seltzer S. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone. I. *J Am Dent Assoc* 1961;62:152-160.
9. Bender IB, Seltzer S: Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone II. *J Am Dent Assoc* 1961;62:708-716.
10. Ramadan AE, Mitchell DF. A roentgenographic study of experimental bone destruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1962;15:934-943.
11. Bragger U. Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:160.
12. Regan JE, Mitchell DF: Evaluation of peri-apical radiolucencies found in cadavers. *J Am Dent Assoc* 1963;66:529-533.
13. Schwartz SF, Foster JD: Roentgenographic interpretation of experimentally produced bony lesions, Part I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;32:606-612.
14. Shoha RR, Dowson J, Richards AG.

- Radiographic interpretation of experimentally produced bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974;38:294-303.
15. Lee SJ, Messer HH. Radiographic appearance of artificially prepared periapical lesions confined to cancellous bone. *Int Endod J* 1986;19:64-72.
 16. Jeffcoat MK. Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. *J Periodontal Res* 1992;63:367-372.
 17. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 811-818, 1996.
 18. Nagamine N, Tani K, Hara Y, Akamine A, Maeda K, Kauda H, Furukawa T, Hashiguchi I, Cheng YJ, Toyofuku F, Aono M. Radiographic Quantitative Analysis of Bone Repair on Chronic Apical Periodontitis. *日本歯科保存学雑誌* 1998;28:232-242.
 19. Webber RL, Ruttimann UE, Grondahl HG. X-ray image subtraction as a bias for assessment of periodontal changes. *J Periodontal Res* 1982;17:509-511.
 20. Grondahl HG, Grondahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983;55:208-213.
 21. Webber RL, Folio J. Radiographic detectability of occipital and temporal-parietal fractures induced in cadaver heads. *J Trauma* 1976;16:115-24.
 22. Grondahl K, Grondahl H-G, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983;55:96-102.
 23. Grondahl K, Grondahl HG. Examiner agreement in estimating changes in periodontal bone from conventional and subtraction radiographs. *J Clin Periodontol* 1987;14:74-79.
 24. Okano T, Mera T, Ohki M, Ishikawa I, Yamada N. Digital subtraction of radiograph in evaluating alveolar bone changes after initial periodontal therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;69:258-262.
 25. Bragger D, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. *J Clin Periodontol* 1988;15:27-37.
 26. Janssen PTM, van Palenstein, Helderma WH, van Aken J. The detection of in vitro produced periodontal bone lesion by conventional radiography and photographic subtraction radiography using observers and quantitative digital subtraction radiography. *J Clin Periodontol* 1989;16: 335-341.
 27. Wenzel A, Warrer K, Karring T. Digital subtraction radiography in assessing bone changes in periodontal defects following guided tissue regeneration. *J Clin Periodontol* 1992;19:208-213.
 28. Nummikoski PV, Martinez SR. Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. *Dentomaxillofac Radiol* 1992;21:59-64.
 29. Pitts NB, Renson CE. Imaging analysis of bitewing radiographs: A histologically validated comparison with visual assessments of radiolucency depth in enamel. *Br Dent J* 1986;160:205.
 30. Webber RL, Ruttimann UE, Heaven TJ. Calibration errors in digital subtraction radiography. *J Periodontal Res* 1990;25: 268-275.
 31. Janssen PTM, Van Aken J. Problems around the in vitro and in vivo application of quantitative digital subtraction radiography.

- J Clin Periodontol* 1992;16:323-329.
32. Wenzel A, Sewerin IB: Sources of noise in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991;71:503-508.
 33. Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res* 1988;23:277-280.
 34. Duckworth JE, Judy PF. A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs. *J Periodontol* 1982;54:435-440.
 35. Ruttimann UE, Webber RL. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodontal Res* 1987;22:215-216.
 36. Walker A, Horner K, Czajka J, Shearer AC, Wilson NHF. Quantitative assessment of new dental imaging system. *Br J Radiol* 1991;64:529-536.
 37. 조봉혜, 나경수. 규격화된 구내 표준 방사선사진의 계수 통제방사선학적 평가. *대한구강악안면방사선학회지* 1983;23:125-136.
 38. 김재덕, 최원재. 화상처리 분석장치를 이용한 골 흡화도의 정량적 평가에 관한 연구. *대한구강악안면방사선학회지* 1995;25:521-534.
 39. 소성수, 노현수, 김창성, 최성호, 김기덕, 조규성. Ektaspeed plus 필름을 이용한 일반 방사선시스템과 Digora를 이용한 디지털 영상시스템의 밀도변화 비교연구. *대한치주과학회지* 2002;32:199-211.
 40. Ahlqvist J, Borg K, Gunne J, Nilson H, Olsson M, Astrand P. Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:155-163.
 41. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence 1985,199-209.
 42. Bragger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontol 2000* 1998;17:77-88.
 43. Hollender L, Rockler B. Radiographic evaluation of osseointegrated implants of the jaws. Experimental study of the influence of radiographic techniques on the measurement of the relation between the implant and bone. *Dentomaxillofac Radiol* 1980;9:91-95.
 44. Meijer HJA, Steen WHA, Bosman F: A comparison of methods to assess marginal bone height around endosseous implants. *J Clin Periodontol* 1993;20:250-253.
 45. Siddiqui AA, Caudill R, Beatty K: Use of an optical comparator for radiographic measurement of bone loss around endosseous implants: a pilot study. *Implant Dent* 1995;4:85-88.
 46. Wouters FR, Lavstedt S, Frithiof L, Soder PO, Hellden L, Salonen L. A computerized system to measure interproximal alveolar bone levels in epidemiologic, radiographic investigations II. Intra- and inter-examiner variation study. *Acta Odontol Scand* 1988;46:33-39.
 47. Fredriksson M, Zimmerman M, Martinsson T. Precision of computerized measurement of marginal alveolar bone height from bite-wing radiographs. *Swed Dent J* 1989;13: 163-167.
 48. Kalse MJ, Klein AJ. Television radiographic evaluation of periapical osseous radiolucencies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1976;41:789.
 49. Wengraf A. Radiologically occult bone cavities: An experimental study and review. *Br Dent J* 1964;117:532-536.

Evaluation of peri-implant bone density changes in Brånemark implants by computer assisted densitometric image analysis (CADIA)

Sung-Soo So, Hyuen-Soo Noh, Chang-Sung Kim, Seong-Ho Choi, Jung-Kiu Chae,
Chong-Kwan Kim, Kyoo-Sung Cho

Department of Periodontology, College of Dentistry, Yonsei University,
Research Institute for Periodontal Regeneration

CADIA(Computer-assisted densitometric image analysis) method is used to analyze bone density changes around the implants. The usefulness and reproducibility of the method was assessed. We tried to find out if there is any possibility to quantitate and qualify peri-implant bone density change as time passes. And we concluded that this newly developed linear analysis is efficient for analyzing peri-implant bone density change non-invasively.

In this study, 2152 machined Brånemark fixtures installed from 1994 to 2002 in the department of Periodontics, Dental hospital of College of Dentistry, Yonsei University were included. Of these fixtures 22 radiographically analyzable failed fixtures were used as experimental group, and 22 successful implants placed in the same patient were used as control group.

1. 57 out of 1635 machined Brånemark standard and Mk II implants system failed, the survival rate was 96.5%. And 11 out of 517 machined Brånemark Mk III and Mk IV implants system failed, the survival rate was 97.9%. Total survival rate was 96.8%.
2. 22 failed implants were used for the analysis, 10 of which failed before prosthetic treatment due to infection and overheating. 12 failed due to overload after prosthetic treatment, 63.6% of which failed during the early phase of functional loading, i.e. before 1 year of loading.
3. Bone density change values around coronal region of the failed implants were -6.54 ± 6.35 , middle region were -3.53 ± 5.78 , apical region were -0.75 ± 10.33 , resulting in average of -3.71 ± 8.03 .
4. Bone density change values around coronal region of the successful implants were 4.25 ± 4.66 , middle region were 6.33 ± 5.02 , apical region were 9.89 ± 4.67 , resulting in average of 6.27 ± 5.29 .
5. There was a statistically significant difference between two groups ($p < 0.01$).

In conclusion, the linear analysis method using computer-assisted densitometric image analysis could be a useful method for the analysis of implants, and could be used for future implant researchs.