

식립각도와 측정부위에 따른 안정도의 변화연구

최연조, 최윤홍¹, 염지훈², 황석현², 민유선, 현 기², 권민수³, 권종진²

고려대학교 안암병원 치과 보철과, ¹FM 치과병원, ²고려대학교 안암병원 치과 구강악안면외과, ³고려대학교 임플란트 연구소

In-vitro study for the implant stability changes depending on the direction of installation and site of measurement

Yeon-Jo Choi, Yun-Hong Choi¹, Ji-Hoon Yeom², Suk-Hyun Hwang², Yu-Sun Min, Ki Hyun², Min-Soo Kwon³, Jong-Jin Kwon²

Division of Prosthodontics, Department of Dentistry, Anam Hospital, Korea University Medical Center, ¹FM Dental Hospital, ²Division of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Dentistry, Anam Hospital, Korea University Medical Center, ³Korea University Implant Research Center, Seoul, Korea

Purpose: We made a hypothesis that the implant stability with different insertion angles and in different measuring sites was different. The purpose of this study is to examine the hypothesis.

Materials and Methods: The implants used in this experiment had internal submerged tapered design (BIOTEM[®] implant). Thirty implants were used. Five D3 artificial block bone models (OSSTEM) were used. Abutments (BIOTEM[®] implant) with 5 mm length were used. We inserted the implants in three different angles: 0, 15, and 30 degrees. Inserting the implants, we measured the insertion torques of the implants. We measured the stabilities of the implants in three different sites. In the implants with 15 degrees insertion angles, we measured the stabilities of the implants in two measuring sites.

Results: We compared insertion torques of implants with different insertion angles, and stabilities of implants and abutments in different measuring sites. There are statistically significant differences in insertion torques and stabilities.

Conclusion: When we measure RFA, insertion torque, and PTV, we should measure them several times in different sites and carefully take the scores. (JOURNAL OF DENTAL IMPLANT RESEARCH 2012;31(2):49-53)

Key Words: Insertion torque, Insertion angle, The changes of stabilities, Measuring site

서 론

임플란트의 성공은 임플란트와 식립된 골조직간에 osseointegration이 일어나면서 임플란트의 고정력이 습관적인 저작력을 견딜 정도로 커지게 되는 것을 일반적으로 지칭한다. Albrektsson과 Smith 등은 임플란트의 성공을 평가하는 기준은 동요도, 지속적인 염증이나 불편감, 통증, 지속적인 방사선 투과성 등이 없어야 하며, 특히 치조정에서의 골 흡수가 지대주 연결 첫 일년에는 1.5 (-2.0) mm 이하이

고 그 이후에는 매년 0.2 mm 이하여야 한다고 하였다^{1,2)}.

임플란트 식립 시에만 제한되게 성공여부를 평가할 경우 안정도가 가지는 중요성은 기존의 많은 연구에서 증명되어왔다³⁾. 식립 시 임플란트의 안정도 측정값에는 ITV (insertion torque value), RFA (resonance frequency analysis), PTV (Periotest) 등이 있다.

기존 연구에서 임플란트 식립 시 초기 고정력의 중요성을 강조하면서, 여러 가지 다양한 조건 하에서 그 값을 비교 연구해 왔다⁴⁻⁶⁾.

Received April 25, 2012. Revised May 30, 2012. Accepted June 10, 2012.

© This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

교신저자: 권종진, 136-705, 서울시 성북구 안암동 126-1번지, 고려대학교 안암병원 치과 구강악안면외과

Correspondence to: Jong-Jin Kwon, D.D.S., M.S., Ph.D., Division of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Dentistry, Anam Hospital, Korea University Medical Center, 126-1, Anam-dong, Seongbuk-gu, Seoul 136-705, Korea. Tel: +82-2-920-5786, Fax: +82-2-921-7348, E-mail: kwonjj@korea.ac.kr

그러나 임플란트 안정도 측정값을 구할 때, 측정 지점에 대한 정확한 제시를 한 논문은 없었다.

이에 본 연구에서는 임플란트의 안정도 값은 식립각도에 따라 다를 것이고, 임플란트의 측정부위에 따라서도 다른 값을 나타낼 것이며, 지대주를 연결하여 측정할 시에는 지대주의 측정부위에 따라서도 안정도 값은 달라질 것이라는 가설을 세워 그것을 증명하는 것을 목적으로 삼고 진행하였다.

여러 가지 변수 중 방향만 달리하여 임플란트의 3가지 방향에서 안정도 값을 측정한 후 비교했으며, 지대주 연결 후 15도 식립각도를 갖는 임플란트에서 임의로 최고점을 정하여 3가지 방향에서 안정도 값을 측정하여, 최저점과 비교하였다.

대상 및 방법

1. 실험재료

위축된 D3 인골 골질을 모방한 모델(OSSTEM 사) 5개와, 4.0×10 mm internal submerged tapered Implant (Biotem® 사)와 5 mm abutment를 사용하였다. 인골 골수평면에 수직으로 10개, 75도 각도로 10개, 60도 각도로 10개 총 30개 임플란트를 대상으로 하였다.

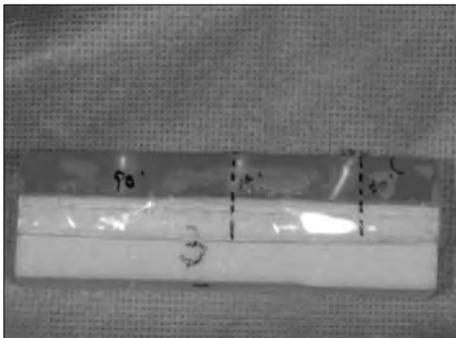


Fig. 1. Stent.

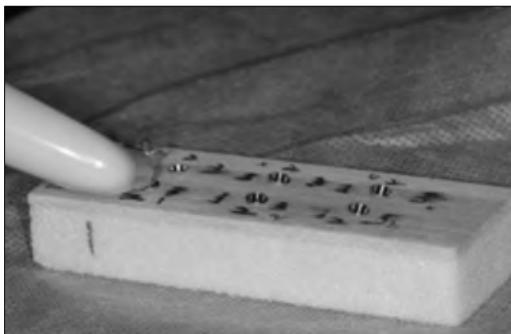


Fig. 2. RFA.

2. 실험방법

1) 인골 모델 수평면에 90도, 75도, 60도로 임플란트를 정확히 식립하기 위해 아크릴릭 레진 블록에 드릴을 유도할 수 있는 금속판을 매입하여 스텐트를 제작하였다.(Fig. 1)

2) 스텐트를 이용하여 인골 골질 모델 수평면에 90도, 75도, 60도 각도로 임플란트의 한쪽 모서리가 수평면에 닿는 것을 기준으로 각각 10개의 임플란트를 동일 술자, 동일 술식에 의해 카보엔진을 이용하여 식립하였고, 식립 시 최대토크를 식립 토크로 삼았다.

3) 식립된 임플란트의 90도 간격으로 임의로 세 방향을 정하고, 왼쪽부터 근심, 모서리에 가까운 쪽을 협측, 오른쪽을 원심으로 명명하여 RFA를 측정하였다.(Fig. 2)

4) 식립된 임플란트에 상부지대주를 30 Ncm로 체결하고, 최저점(fixture와 abutment 연결부위 상방 1 mm)의 근심, 협측, 원심 세 방향에서 각각 PTV를 측정하고, 75도로 식립된 임플란트에 연결한 지대주의 최고점(abutment 최상방 1 mm 하방지점)에서 PTV를 측정하여 최저점과 그 값을 비교하였다.(Fig. 3)

결 과

90도 식립각도를 갖는 임플란트의 PTV값은 mesial, distal에서의 평균값은 -4.38, -4.84로 비슷한 수치를 보여주는데, buccal에서의 평균값은 -2.10을 보여, 유의수준 0.05 하에서 방향별 평균값이 세 방향에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재함을 보여주고 있다.

RFA 값은 mesial, distal에서의 평균 값은 69.50으로 같은 값을 보여주는데, buccal에서의 평균값은 62.40을 보여, 유의수준 0.05 하에서 방향별 평균 값이 세 방향에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재함을 보여주고 있다(Table 1).

75도 식립각도를 갖는 임플란트의 PTV 값은 mesial, buccal, distal에서 각각 -2.80, 0.20, 3.48의 평균값을 보여 유의수준 0.05 하에서 방향별 평균값이 세 방향에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재함을 보여주고 있다.

RFA값은 mesial, distal에서의 평균값은 64.10, 64.60으로 비슷한 값을 보여주는데, buccal에서의 평균값은 55.70을 보여, 유의



Fig. 3. PTV.

수준 0.05 하에서 방향별 평균값이 세 방향에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재함을 보여주고 있다(Table 2).

60도 식립각도를 갖는 임플란트의 PTV값은 mesial, buccal, distal에서 각각 -3.60, 0.56, 5.32의 평균값을 보여 유의수준 0.05 하에서 방향별 평균값이 세 방향에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재함을 보여주고 있다.

RFA 값은 mesial, distal에서의 평균값은 62.60, 62.00으로 비슷한 값을 보여주는데, buccal에서의 평균값은 56.60을 보여, 유의수준 0.05 하에서 방향별 평균값이 세 방향에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재함을 보여주고 있다(Table 3).

PTV값은 mesial에서 지대주의 최저점과 최고점에서의 평균 값

Table 1. Stability in different measuring methods (90 degree).

Stability	Direction	Mean	Standard deviation	p-value
PTV	Mesial	-4.38	0.632	0.000
	Buccal	-2.10	0.682	
	Distal	-4.84	0.733	
RFA	Mesial	69.50	2.800	0.000
	Buccal	62.40	3.315	
	Distal	69.50	2.800	

Table 2. Stability in different measuring methods (75 degree).

Stability	Direction	Mean	Standard deviation	p-value
PTV	Mesial	-2.80	1.707	0.000
	Buccal	0.20	1.361	
	Distal	3.48	3.111	
RFA	Mesial	64.10	4.064	0.000
	Buccal	55.70	5.090	
	Distal	64.60	4.547	

Table 3. Stability in different measuring methods (60 degree).

Stability	Direction	Mean	Standard deviation	p-value
PTV	Mesial	-3.60	1.262	0.000
	Buccal	0.56	1.496	
	Distal	5.32	1.215	
RFA	Mesial	62.60	3.152	0.000
	Buccal	56.60	5.154	
	Distal	62.00	3.244	

Table 6. Back-testing (Dunnet test).

Stability	Insertion angle (i)	Insertion angle (j)	Difference of means (i~j)	Standard deviation	p-value
ISQ	90 degrees	75 degrees	-1.62	0.454	0.003
	90 degrees	60 degrees	-0.01	0.351	1.000
	75 degrees	60 degrees	1.61	0.367	0.000

은 -2.10, 9.66을 보였고, buccal에서 지대주의 최저점과 최고점에서의 평균 값은 0.20, 12.70을 보였고, distal에서 지대주의 최저점과 최고점에서의 평균 값은 0.56, 13.10을 보여, 유의수준 0.05하에서 세 방향 모두에서 최고점과 최저점에서 PTV 값은 통계적으로 유의한 차이가 존재한다. 75도 식립각도를 갖는 임플란트에 연결된 지대주에서만 최고점의 PTV 값을 측정하여 최저점에서의 측정값과 비교하였다(Table 4).

90도 식립각도를 갖는 임플란트의 ISQ 평균값은 9.57을 보였고, 75도 식립각도를 갖는 임플란트의 ISQ 평균값은 11.19를 보였고, 60도 식립각도를 갖는 임플란트의 ISQ 평균값은 9.58을 보여, 유의수준 0.05 하에서 식립각도별 ISQ 값은 통계적으로 유의한 차이가 존재한다(Table 5). 어떤 식립각도를 갖는 임플란트의 ISQ 값으로 인해 차이가 발생한 것인지를 평가하기 위해 사후검정을 실시하여 (Table 6)에 그 값을 나타냈다.

유의수준 0.05 하에서, ISQ 값은 90도와 60도 식립각도를 갖는 임플란트 사이에는 유의한 차이가 없었고, 90도, 75도, 그리고 75도와 60도 임플란트 사이에서 나타나는 통계적으로 유의한 차이에서 기인하는 것으로 볼 수 있다.

고찰

임플란트 식립 시나, 보철물 제작 후 하중을 가할 시, 그리고 기능

Table 4. Stability in different measuring sites of abutment (PTV).

Stability	Measuring sites	Mean	Standard deviation	p-value
Mesial	Lower 1 mm	-2.10	0.682	0.000
	Upper 1 mm	9.66	2.152	
Buccal	Lower 1 mm	0.20	1.361	0.000
	Upper 1 mm	12.70	3.045	
Distal	Lower 1 mm	0.56	1.496	0.000
	Upper 1 mm	13.10	3.194	

Table 5. Stability in different insertion angle (ISQ).

Stability	Insertion angle	Mean	Standard deviation	p-value
ISQ	90 degrees	9.57	1.395	0.000
	75 degrees	11.19	1.473	
	60 degrees	9.58	0.722	

후 예후를 평가함에 있어 임플란트의 안정도의 중요성은 높이 평가 받고 있다.

안정도에 영향을 미치는 골유착은 기본적으로 조직학적인 개념이며 임상적, 방사선학적 개념은 부수적인 개념이므로 임상적인 방법으로는 골유착의 정도를 정확하고 객관적으로 평가하기는 힘들다. 골유착의 정도를 평가하고 임플란트의 안정성을 검사하기 위해 시도된 가역적인 방법들은 여러 가지가 있다.

타진 검사는 가장 자주 이용되고 단순한 방법이다. 이것은 치과 기구로 고정체 마운트나 지대주를 두드려서 나는 소리의 특징에 따라 임플란트의 안정성이 좋은지 진단하는 방법이다. 그러나 이 검사는 주관적이고 고정체와 지대주의 복합 시스템에서 정확한 측정이 매우 힘들다는 단점이 있다.

방사선 검사는 수술 전 골량을 측정하고 일부 골질의 평가에 유용하다. 그리고 임플란트 주위의 변연골 흡수에 관한 중요한 정보를 제공한다. 또한 방사선은 실패한 임플란트도 잘 찾아 낼 수 있다. 그러나 임플란트의 실패율이 낮으므로 이러한 목적으로 사용하는 것은 예후 평가에는 적합하지 않다. 해상도가 낮고 촬영 방향의 표준화도 어려우며 적절한 판독을 위해 gray-scale 표준화도 힘들어 임플란트 계면에서의 골 형태를 평가하는 것은 쉽지 않다. 또한 Caulier 등⁷⁾은 변연골의 높이를 측정한 방사선 사진에서 조직 계측 형태학적 측정치에 비해 0.85 mm 더 높게 나타났다고 하였다.

지대주 체결 시에 reverse torque를 이용하여 임플란트 안정성을 측정할 수도 있다. Sullivan 등⁸⁾은 고정체가 20 Ncm의 뒤틀림 제거력을 견디지 못하면 제거되어야 한다고 주장하였다. 이러한 의견은 저항과 뒤틀림력의 관계 및 수직력과 bending load capacity 사이에 관련된 정확한 정보가 없다는 문제점을 가진다. 더욱이 회전 동요도는 결체 조직 치유가 아닌 불완전한 골 치유일 수 있다. 즉 이러한 회전 동요도가 있는 고정체는 부가적인 치유기간을 거치면 다시 골 유착이 발생하므로 이러한 평가 방법은 부적절하다. 그리고 어떤 식으로든 결합에 나쁜 영향을 미친다는 평가가 있다.

Dental Fine Tester는 구부러진 핸드피스에 작은 hammer와 플라스틱 팁으로 구성 되는데 대상물이 손잡이 망치로 부딪혔을 때의 가속을 측정하는 장치를 가지고 있다. 그러나 충격력, 충격지점, 각도 등에 의해 판독이 영향을 받고 피검자도 측정 동안 동통을 느끼며 술자가 핸드피스를 사용하는 방법에 따라서 오차가 생길 수 있다는 단점을 가지고 있다.

전자 기구를 이용한 진단법으로는 Periotest가 있다. 이것의 원리는 치아 동요도에 따른 접촉시간의 차이를 이용하여 안정성을 측정하는 것으로 이것의 수치는 -8 (낮은 동요도)에서 +50 (높은 동요도)까지 표시되며 성공적인 임플란트는 -5에서 +5의 PTV 범위를 갖는다고 하였다⁹⁾. 이 기구는 측정 시 표준화 된 임플란트 지대주 부위에 수직 측정 부위, 핸드피스 각도 및 수평거리가 동일하여야 정확한 측정이 가능하나 환자 구강 내에서 표준화 된 위치를 반복적으로 측정하는 것은 매우 어렵다. Periotest 값에 영향을 주는 다른

요소로는 피검체의 길이와 직경, 골의 치밀도 등이 있다.

위의 다양한 방법들은 대부분 경험적이고 과학적이지 못하거나 파괴적 측정을 요구하며 반복적 측정이 불가능한 단점들을 가지고 있다. 그러나 RFA는 L자 형태의 transducer를 고정체나 지대주에 나사로 연결하여 사용하며 두 개의 piezoelectric element가 수직 빔(offset cantilever beam)에 부착되어 있다. 컴퓨터, frequency response analyzer와 software를 이용하여 transducer의 vertical beam이 5 kHz에서 15 kHz의 범위에서 한 쪽의 piezoelectric element가 작동을 하고 다른 element는 진동에 대한 transducer의 반응을 분석하며 일차 공명진동은 크기에 대한 주파수의 곡선에서 peak로써 나타나게 된다. 공명 진동수 분석기인 Osstell은 이러한 주파수를 환산하여 ISQ로 표시하고 1~100의 범위에서 안정성을 표시한다. 이것은 교합에 의해 일상적으로 적용되는 기능 부하 중 굽힘 하중(bending load)을 미세하게 가함으로써 임플란트 안정성을 측정한다. 공명진동은 골과 임플란트 계면의 stiffness와 transducer로부터 임플란트에서 처음 골이 시작되는 부위까지의 거리에 의해 결정되므로 RFA 측정은 임플란트 계면에서의 stiffness의 변화를 가장 예민하게 측정할 수 있다.

본 연구에서는 위에서 언급한 여러 가지 방법들 중 변수를 제한하여, 식립 시 임플란트의 안정성을 평가하는 방법으로 Insertion torque, PTV, RFA 값만을 측정하였다.

본 연구에서는 오스텔사에서 제작한 D3 인골 골질을 모방한 모델을 사용하였다. 이는 임플란트에 대한 수요가 증대되고, 높은 성공률로 그 적용범위 또한 커져서 심하게 위축된 골질에도 임플란트를 심는 경우가 임상에서는 증가되고 있고, 위축된 골질에서 임플란트의 안정도가 더 중요성을 가질 것이라고 판단했기 때문이다¹⁰⁻¹⁵⁾.

임상에서 임플란트 술식을 필요로 하는 무치악 부위의 골질과 골량은 더욱더 환자와 술자에게 불리한 방향으로 위축된 경우를 많이 볼 수 있다. 임플란트 수술 시 위축된 골량과 골질을 보강하기 위한 부가적인 술식에 대한 필요성이 증가되고 있다¹⁶⁻²⁰⁾. 식립 시의 부가적인 술식에도 불구하고, 환자의 전신건강상태와 골 상태 등의 여러 가지 이유로 임플란트의 식립방향이 이상적인 상부 보철물을 받아들일 수 있는 것에는 못 미칠 수 있다²¹⁾. 이러한 여러 가지 이유에 의해 잔존골 표면에 경사 식립된 임플란트를 고려할 수 있다. 보철물로 보정이 가능한 임플란트 식립각도는 골수평면에서 60도 정도이기에, 본 실험에서는 골표면을 기준으로 90도, 75도, 60도의 세 가지 식립각도를 갖는 임플란트를 비교하였다.

또한, 실험 오차를 줄이고자 변수를 제한하여 75도 식립경사를 갖는 임플란트에서만 지대주의 최고점에서 PTV를 측정하여, 최저점과 비교하였다.

세 가지 다른 식립각도에 따라 insertion torque 값이 유의수준 0.05 하에서 통계적으로 유의한 차이를 보여서, 식립각도에 따른 경향성을 찾기 위해 사후검정(Dunnett)을 시행하였으나 경향성을 찾을 수는 없었다. 식립각도에 따른 insertion torque 값의 측정은

본 연구에서 향후 심화된 연구를 통해 경향성 여부를 평가할 수 있을 것으로 기대한다.

세가지 다른 식립각도를 가지는 임플란트의 세 가지 다른 방향에서 측정된 RFA, PTV값, 그리고 75도 식립각도를 갖는 임플란트에 연결된 지대주에서 측정된 최고 값을 최저 값과 비교했을 시에, 세 방향 모두에서 통계적으로 유의한 차이($p < 0.05$)를 나타냈다.

임플란트의 성공여부를 예상하고, 평가하고, 하중부가 시기를 결정함에 있어 가장 중요한 요소 중의 하나인 임플란트의 안정도 측정 시, 측정부위에 대한 언급 없이 여러 가지 안정도 수치 값을 제시해 왔다. 그렇기에 측정부위에 대한 안정도 값을 여러 방향에서 수 차례 측정 후 비교 분석하여, 가장 소극적으로 결과를 판단하여 그 값을 적용한다면, 기존 연구에 대한 신뢰성을 높이거나, 향후 임플란트 안정도 측정 시 새로운 기준을 제시하는 것은 유용하다 할 수 있을 것이다.

본 연구의 결과는, 향후 임플란트의 안정도 측정 시 새로운 기준을 제시할 수 있을 것으로 기대한다.

결론

본 연구에서는 동일 골질에서 임플란트 식립 경사도가 초기 고정력에 미치는 영향력에 대한 연구를 시행하여 통계적으로 유의함을 확인했으나, 식립각도의 크기에 따른 연관성은 없었다.

임플란트 안정도 값 측정 시, 측정지점에 따른 RFA, PTV 값은 통계적으로 유의한 차이($p < 0.05$)가 있었다.

따라서 다수 부위에서 임플란트의 안정도 값을 측정 후, 최소값을 그 임플란트의 안정도 값으로 적용한다면 임플란트의 실패율을 줄일 수 있을 것이며, 향후 임플란트 안정도를 근거로 한 연구를 시행 시 안정도 측정부위에 대해 고려하는 것이 바람직하다고 생각한다.

REFERENCES

- Buser D, Scjenk RK, Steinemann S, Fiorelini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics in bone integration titanium implants, a histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
- Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:567-72.
- Giro G, Marin C, Granato R, Bonfante EA, Suzuki M, Janal MN, et al. Effect of drilling technique on the early integration of plateau root form endosteal implants: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:2158-63.
- Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;28:266-72.
- Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:675-90.
- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:164-71.
- Caulier H, Naert I, Kalk W, Jansen JA. The relationship of some histologic parameters, radiographic evaluations and Periotest measurements of oral implants: an experimental animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:380-6.
- Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:179-85.
- Schulte W. A new field of application of the Periotest method. The occlusal periodontal load can now be measured quantitatively. *Zahnartzl Mitt* 1988;78:474-8.
- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
- Fritton SP. Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity self-similarity of low-magnitude strains. *J Biomech* 2000;33:317-25.
- 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.
- Johansson P, Strid CG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:279-88.
- Tretharne RW. Review of Wolff's law and its proposed means of operations. *Orthopaedic Review* 1981;10:35-47.
- Frost HM. Transient-steady state phenomena in microdamage physiology: a proposed algorithm for lamellar bone. *Calcif Tissue Int* 1989;44:367-81.
- Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel VH. Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1981;52:481-90.
- Vaillancourt H, Pillar RM, McCammond D. Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Applied Biomaterials* 1995;6:267-82.
- Al-Sayyed A, Deporter DA, Pilliar RM, Watson PA, Pharoah M, Berhane K, et al. Predictable crestal bone remodelling around two porous-coated titanium alloy dental implant designs. A radiographic study in dogs. *Clin Oral Impl Res* 1994;5:3:131-41.
- Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-44.
- Prendergast PJ, Huiskes R. Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. *J Biomech Eng* 1996;118:240-6.
- Quiryneen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture designed overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-11.