

임플란트 보철물 교합면 재료에 따라 스트레인 게이지가 장착된 지대주에 발현되는 굽힘 모멘트 비교

서울대학교 치과대학 보철학 교실¹, 분당 예 치과 병원², 대한 치과보철학회³,
삼성의료원 치과진료부, 성균관 의과대학⁴
김현경^{1, 2, 3} 장익태^{1, 3} 허성주^{1, 3} 곽재영^{1, 3} 임순호^{3, 4}

ABSTRACT

In vitro comparison of bite force and bending moment development with various occlusal surface materials used on implants

Department of prosthodontics, Graduate school, Seoul National University¹
Bundang Ye dental Hospital², Korean Academy of Prosthodontics³, Sungkyunkwan univ.⁴
Hyun-Kyung Kim^{1,2,3}, Ik-Tae Chang^{1,3}, Seong-Joo Heo^{1,3},
Jai-Young Koak^{1,3}, Soon-Ho Yim^{3,4}

Statement of problem: The most important factors determining the success of implants are definite osseointegration and proper occlusal load. These days, osseointegration is obvious fact, so the load to implant prosthesis is crucial factor in success.

Purpose: Axial forces and bending moments were measured by strain-gauged abutment according to 3 occlusal surface materials that is gold, porcelain and Targis (laboratory processed resin). The results were compared and evaluated.

Material and method: After placing 2 implant fixtures in the PMMA resin block, customized rectangular UCLA abutment with 4 strain gauges were connected. 3-unit bridge type prostheses with gold, porcelain and Targis occlusal surface (5 samples according to each material) were manufactured. When applying compressive force to 300N with gold occlusal resin rod as a forcing component of instron, axial force and bending moments were measured using channel amplifier and computer software.

Result: Strain gauged abutment, the measuring system of this experiment could display the load applied without leaking. The gold occlusal surface showed the least bending moment. The bending moments of porcelain and Targis occlusal prostheses, no significant difference existed between them, were larger than those of gold. There was time delay to the peak force in the Targis occlusals.

Conclusion: There was no shock absorption in the Targis occlusal surface, but time delay was present to the peak force. When results of the strain gauged abutment varying occlusal surface materials (Gold, Porcelain, Targis) were compared, there was no difference in axial forces between materials. However, Targis occlusal prosthesis showed the greatest bending moment, but the moment of Targis was not significantly different from that of porcelain and stress distribution between 2 abutments in these materials was not even, so Targis can be another alternative of implant prosthesis material.

key word: strain-gauged abutment, Targis, bending moment, axial force

서 론

임플란트의 성공에 있어 가장 중요한 것이 fixture와 인접골간에 이루어지는 완전한 골유착이다. 골 유착 여부에 대한 논란이 일식된 현 상황에서 성공을 결정짓는 중요한 인자는 임플란트에 가해지는 적절한 부하라고 볼 수 있다. 이런 교합력에 관한 연구는 이전부터 임플란트에 가해지는 것 뿐 만 아니라 자연치, 수복물에서 발현되는 것에 대해서도 많이 이루어져왔으나 그 측정방법과 대상이 굉장히 다양해서 그 결과를 그냥 받아 들이기에 는 약간의 문제가 있다.

과거에 많은 치과의사들은 아크릴릭 레진이 치주 인대가 존재하지 않는 임플란트 보철물 교합면 재료로 사용될 때 교합시 가해지는 충격을 흡수, 결과적으로 발생하는 힘이 다른 교합면 재료들에 비해 작을 것이라 생각했다. 그러나 재료의 탄성계수가 작을수록 힘을 받을 때 그 재료 자체의 변형이 많아지기 때문에 이를 지지하는 하부구조에 생성되는 힘이 많아지게 되므로 현재는 rigid splinting을 선호하고 있다.

평균 53.9개월 동안 76명(285 implants)의 환자를 조사한 Johansson과 Ekfeldt¹⁾에 의하면, 가장 잦은 치료양태는 2개의 임플란트로 지지되는 고정성 의치였고 그 중에 금속 도재 수복물의 추후 문

제가 가장 적었다고 한다. 금이나 티타늄 지지 구조체에 놓인 레진 치아의 파절이 가장 잦은 문제점이었다.

그러나 최근 composite 레진의 2세대인 기공용 강화 레진이 개발되어서 많은 물성의 개선이 이뤄졌다. 이 재료는 polyglass 혹은 ceromer라고 불린다. 이들은 matrix chemical bonding의 개선으로 filler와 matrix간에 융합이 일어나 강도가 증강되어 마모도가 자연치와 상당히 유사하고, 수분 흡착도가 작아서 전통적인 composite 레진보다 색 안정성이 매우 우수하며 탄성 계수에 있어 상아질과 상당히 유사하다. 또 범랑질이나 상아질에 탁월한 유지력과 변연 봉쇄를 갖는 접착이 가능하면서 심미성이 뛰어나고 금속 없이도 사용될 수 있다. 또한 구강 내에서 도재보다 훨씬 쉽게 수리가 가능하고 작업 다이에서 직접 제작이 끝나므로 완성 후 수축이 최소가 되는 장점이 있다.^{8~13)}

M. Behr²⁾는 FRC(Fiber Reinforced Composite resin) 수복물이 구강 내 기능 수년 후 미세 누출, 또 그로 인한 변색 등 몇 가지 문제점이 있긴 하지만 임플란트 보철물 금속 지지 구조체의 대안이 될 수 있음을 보고했다.

이 실험에서는 이 강화된 레진을 임플란트 보철물 교합면에 사용할 때 임플란트 지대주에 발생하는 축력과 굽힘 모멘트가 다른 금이나 금속 도재

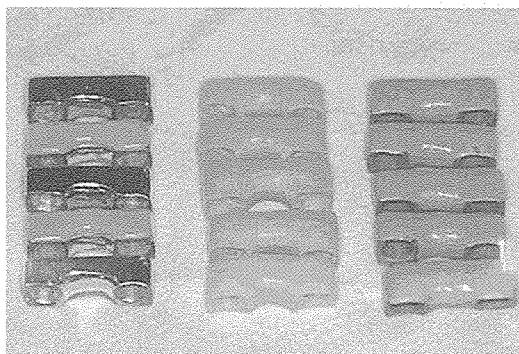


figure 1. The left column are Gold bridges with resin facing, the middle are Targis Vectris, and the right are porcelain fused to gold bridge.

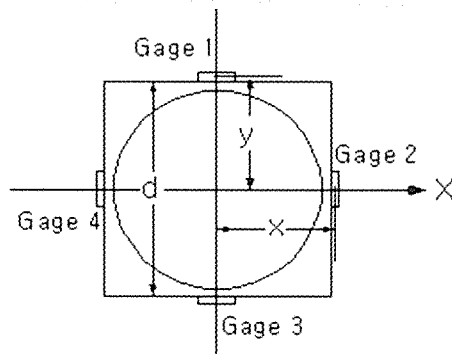


figure 2. 4 strain gauges are bonded to the customized rectangular implant abutment.

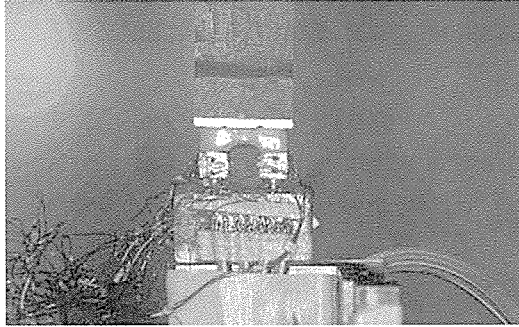


그림 3. The simulated occlusal load is applied to the porcelain occlusal surface. Lead wires are extended from the bonded strain-gauges and these are connected to the amplifier.

수복물과 비교했을 때 어떤 차이가 있으며 과연 장점이 있는지 평가했다.

그 발생되는 힘을 측정하기 위해 스트레인 게이지가 장착된 지대주 방법 (strain gauged abutment)을 사용했는데 이 방법은 Glanz P-O et al³⁾가 발표한 이래 많은 논문들에서 채택되고 있는 방법으로 직접 임플란트에서 발현되는 힘을 측정할 수 있는 장점이 있다.

연구 재료 및 방법

PMMA resin block에 2개의 3i implant fixture를 고정하고 여기에 UCLA abutment를 연결한 후 최종 보철물의 형식이 1개의 가공치를 갖는 3unit bridge가 되게 하였다. 보철물의 재료는 금, 도재, Targis/Vectris 각각 5개씩을 만들고 측정은 각 재료마다 5번씩 측정했다. 이 고정성 의치는 cementation type으로 제작했다. 이는 지대주 나사가 조여질 때 발생할 수 있는 strain의 개입을 막기 위함이었다. 즉, 3가지 교합면 재료를 택했는데 첫째, 레진 이장된 금 교합면, 둘째 U bar reinforced Targis/Vectris bridge (solidex, Shofu INC, Kyoto, Japan), 나머지는 porcelain fused to gold bridge로 도재 교합면이었다. Instron testing machine으로 압축강도를 가하는데 300N이 될 때까지 힘을 줬다

가 그 힘에 도달하면 제거했다. 이 300N은 구강 내 기능 시 최대 교합압으로 여겨지는 값으로 기능 시 하중은 이보다 훨씬 작다.

지대주에 스트레인 게이지를 붙일 때 John B. Brunski⁴⁾의 방식대로 UCLA abutment를 customized casting해서 단면이 사각형이 되게 해서 사면에 strain gauge를 붙였다. Thomas Morneburg⁵⁾에 의하면 이런 방식으로 측정해야 가해지는 힘의 위치에 관계없이 누수되는 힘이 없이 측정할 수 있다고 했다. 이 모식도는 그림2와 같다.

여기서 쓴 strain gauge type은 Micro-measurement (North Carolina, USA)사의 EA-06-031DE-120로써 4개의 linear gauge를 abutment에 adhesive type M-bond 610 (Micro-Measurement)를 이용, 접착하는데 그들이 장축이 지대주 자체의 장축과 평행하게 위치시켜 붙인 다음 각각의 사이는 90도 간격으로 한다. 여기에 lead wire를 adhesive로 붙이고 connector를 통해 strain-gauge conditioner와 amplifier로 연결해서 측정된 힘은 digital converter를 이용, computer에 전달한다. (그림 3) Computer를 이용, 자료를 수집하고, 정량화하고 분석한다.

힘을 가하는 rod는 치아와 거의 비슷한 물성을 갖는 금 교합면을 제작해서 resin block위에 접합시키고 표본 보철물 교합면의 중앙이 아닌 전체 교합면이 압축력을 받도록 했다. 이전에 언급 한대로 이것을 아래 표본 보철물 전체에 대고 300N이 될 때까지 힘을 줬다가 그 힘에 도달하면 제거했는데 각 표본마다 5번씩 반복했다.

여기서 축력 (Axial Force, P)의 계산은 다음과 같은 식을 이용하고,

$$P = E \cdot \epsilon_{aver} \cdot A$$

$$E = 100 \text{ GPa (탄성계수 : modulus of elasticity)}$$

$$\epsilon_{aver} = (\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3 + \epsilon_4) / 4 \text{ (변형률의 평균값 : average strain)}$$

$$A = \text{area of implant \& gold or plastic...etc...이다.}$$

Table 1. The axial force and bending moment resulted from several materials.

	Axial Force [N]		Bending Moment [N mm]				Total
	Left	Right	Left	Right	X	Y	
Gold	163.43	137.18	42.58	34.19	33.78	42.99	38.38
Resin	226.46	74.73	129.36	50.71	47.42	132.64	90.03
Porcelain	220.38	80.52	102.40	61.58	67.46	96.52	81.99

다음 모멘트 (Bending Moment, M)의 계산은 아래 식에 의한다.

$$M_x = \frac{\sigma_x \cdot I_x}{x}, M_y = \frac{\sigma_y \cdot I_y}{y}$$

$$\sigma_x = E(\epsilon_1 - \epsilon_3)/2, \sigma_y = E(\epsilon_2 - \epsilon_4)/2 \text{ (응력 } (\sigma) \text{: stress)}$$

$$I_x = \frac{2x(2y)^3}{12}, I_y = \frac{2y(2x)^3}{12} \text{ (단면이차모멘트(I): moment of inertia)}$$

$$2x = 2y = d \text{ 이므로 } I_x = I_y = \frac{d^4}{12}$$

x, y : 단면의 도심(centroid of cross section)으로부터 게이지 부착위치

연구성적 및 결과

두 개의 임플란트를 왼쪽과 오른쪽으로 나누고, 굽힘 모멘트항의 Left는 왼쪽 임플란트가 받는 모멘트의 평균, Right는 오른쪽 임플란트가 받는 모멘트의 평균, X는 왼쪽과 오른쪽 임플란트의 X축 모멘트의 평균, Y는 왼쪽과 오른쪽 임플란트의 Y축 모멘트의 평균, Total 은 왼쪽과 오른쪽 X축과 Y축 이 받는 모멘트의 총 모멘트의 평균값이다.

아래의 그래프들은 굽힘 모멘트와 축력(Left, Right)의 시간이력 결과치를 그래프로 나타낸다.

이 결과를 ANOVA 후 tukey's test로 사후 검정 결과, 오른쪽 지대주 에서의 총 굽힘 모멘트와, x축 굽힘 모멘트, y축 굽힘 모멘트값의 경우 모두 재료 간 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 단지 왼쪽 지대주에서 발휘되는 굽힘 모멘트만 재료간에 차이를 냈다. 즉 금 교합면과 도재 교합면 간에 통계적으로 유의한 차이가 없고 도재 교합면과 Targis 교합면 간에도 유의한 차이는 없었다. 즉, Gold와

Targis 사이 에서만 차이를 보였다.

총괄 및 고찰

임플란트는 측방력에는 약하지만, 장축 방향의 힘에는 잘 저항할 수 있다고 알려져 있다. 결과를 보면 좌측과 우측 힘을 총합으로 생각해보면 가해진 힘과 같음을 알 수 있는데 이 실험에서 사용한 스트레인 게이지를 장착한 지대주 방법(strain gauged abutment system)이 가한 힘을 누수 되는 힘이 없이, 다 발휘해냈다고 볼 수 있다. 즉 여기서 사용한 측정방법이 적절했음을 보여준다.

그러나 도재, Targis 교합면 일 때 왼쪽 지대주가 힘을 더 많이 받고 있는데, 아무래도 교합면 rod가 힘을 아래 표본 보철물 교합면에 가할 때 약간의 뒤틀림이 있었다는 것을 보여준다. 사실 최대한 보철물의 규격을 똑같이 제작했으나 약간의 오차들이 모여 표본 보철물 들의 높이 차이를 만들었고 힘을 받을 때 똑같이 힘을 받지 못해 좌, 우 지대주 에서 발휘되는 축력 값이 달랐다. 그렇지만 이들 좌, 우 지대주가 받은 축력의 합은 가해진 힘과 같았다.

금 교합면인 경우 힘이 거의 균등히 배분되므로 이로 인해 발휘된 굽힘 모멘트가 더 작은 결과를 보였다. 그러나 Targis나 도재 경우에 왼쪽 지대주에 약간은 치우친 축력을 보이고 있다. 사실 결과를 살펴보면 도재 수복물 에서도 금 교합면과는 달리 큰 굽힘 모멘트가 나타나는데, 이는 아무래도 이런 힘의 편재를 원인으로 의심할 수 있다. 또 하나 도재 소성중 일어나는 금속의 변형을 원인으로 의심할 수도 있다. 아무래도 일단 금속 구조까지는 금수복물과 비슷한데, 수번의 소성을 거칠 수 밖에

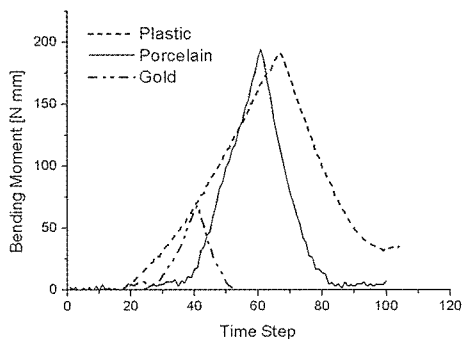


그림 4. Bending moments varying with materials

없는 도재 수복물은 어느 정도 변형을 피할 수 없다. 그러나 여기서 사용된 수복물의 길이를 생각해 볼 때 이 변형보다는 편중된 힘이 이 결과를 야기한다. 따라서 오른쪽 지대주에서, 총 굽힘 모멘트, x축 굽힘 모멘트, y축 굽힘 모멘트 값의 경우 모두 재료간 통계적으로 유의한 차이가 없었던 결과와, 단지 힘이 편중되었던 왼쪽 지대주에서만 굽힘 모멘트 차이가 있는 것을 보면 재료간의 굽힘 모멘트 차이도 없었다고 결론을 내리는 것이 옳다.

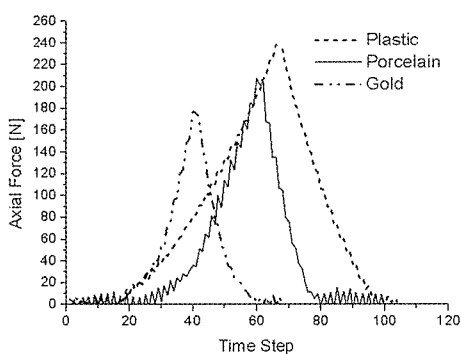
축력의 합을 재료간에 비교해보면 가해진 힘을

Table 2. Tukey's grouping after ANOVA of experimental materials.

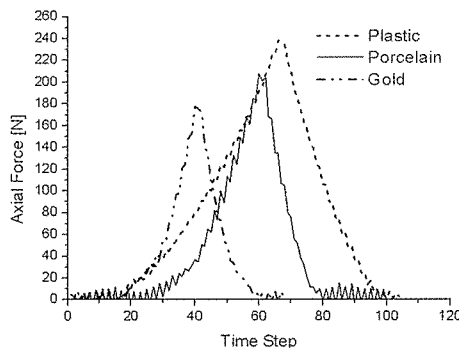
Tukey Grouping	Mean	material
A	129.36	Targis
B A	102.40	Porcelain
B	42.58	Gold

다 발견하고 있는 결과를 보이는 것을 보면 이전에 학자들이 생각한 레진의 충격 흡수 능력은 없다고 봐야 한다. 그러나 Targis 교합면에 힘이 가해질 때 다른 재료들에 비해 최대 정점의 힘으로 올라가는 시간이 상당히 더 걸리는 것을 알 수 있는데, 즉 금 교합면에 비해 이 점이 장점이랄 수 있다.

이는 Roger Bassit⁽⁶⁾의 결과와 비슷하다. Roger의 실험은 어떤 일정한 힘을 준 것이 아니고 환자에게 씹을 수 있는 가장 큰 힘으로 물게 한 다음 가해지는 축력을 strain gauged abutment를 이용, 실제 구강 내에서 측정된 것인데 도재 교합면과 아크릴릭 레진 교합면을 사용해서 비교했다. 이 실험의 결론상, 교합면 재료가 달라지더라도 지대주에서 발생하는 힘을 변화시키지는 않았다. 이들 재료간의 탄성 차이는 in vitro에서 임플란트가 금속지대주와 같은 곳에 견고히 고정 되어 있을 때만 측정할 수 있었다고 했다.



Axial Force (Right)



Axial Force (Left)

% Time Step one step = 0.1 second

그림 5. The relationship between the axial force generated and time when the load was applied to the left and right abutment.

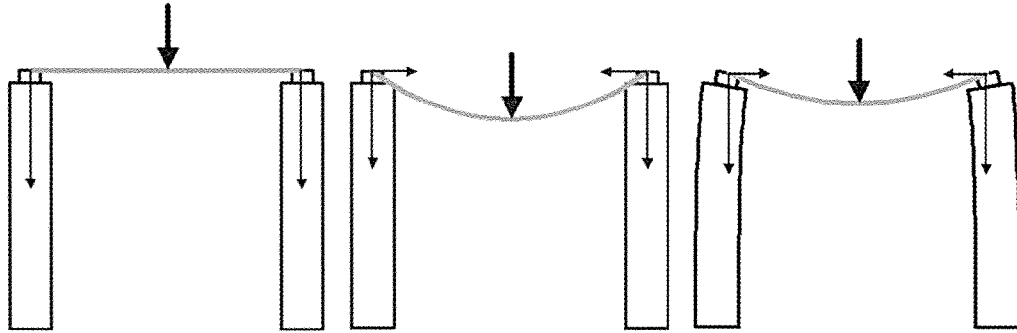


그림 6. The stress applied to the pillar is varied according to the property of the bridging material.

본 실험에서는 어느 정도 악골의 성질을 부여하기 위해 implant fixture를 resin block에 고정했던 것으로 견고한 고정이라고 보기는 어렵다. 따라서 여기서는 실제 구강에서 측정된 바와 같이 축력 자체 값의 감소, 즉 레진 교합면에 의한 충격 흡수는 거의 일어나지 않았다.

그러나 굽힘 모멘트 면에 있어서는 레진 교합면이 유의하게 높았다. 사실 임플란트에 위해 되는 힘을 따져보면 축력보다는 이 굽힘 모멘트에 주시할 필요가 있다. 임플란트는 구강 내에서 측방력을 받을 때보다 장축 방향으로 받을 때 더 잘 견딜 수 있다고 알려져 있다. 따라서 이 실험 결과에서는 축력보다 힘 벡터의 수평 구성 성분인 굽힘 모멘트의 차이에 유의할 필요가 있다.

다음 모식도(그림 6)를 보고 생각해 보면 힘을 받을 때 기둥의 상판만 휘게 되는 cementation type이든, 기둥까지 같이 변형이 되는 screw-type 보철물 이든 간에 힘 벡터가 성분 별로 나뉘는 것을 알 수 있다.

기둥을 연결하는 상판재료가 그림 6의 왼쪽처럼 아주 견고하다면 힘을 받을 때 양 기둥에 축력만을 가하지만 만약 휘청거리는 성질이 약간이라도 있는 재료라면 축력 뿐 아니라 수평력 성분인 굽힘 모멘트가 생기게 되는 것이다.⁷⁾ 아무리 기공용 강화 레진이 발전되기는 했지만 이 재료의 탄성 계수는 금

속에 비해서 그 값이 떨어지므로 더 많은 변형이 있게 된다. 이것은 당연한 이치로 이 실험에서 보는 바와 같이 금에 비해 Targis 수복물에서 굽힘 모멘트 값이 상당히 컸다.

Targis 수복물에 생기는 굽힘 모멘트나 도재 수복물의 굽힘 모멘트를 보면 그 차이가 심하지 않은데 이것은 Targis 수복물에 들어간 U-bar의 견고도에 의한다고 볼 수 있다. 지금도 강화 레진의 물성개발은 계속 이뤄지고 있는 현 상태에서 이 재료는 임플란트 보철물의 또 하나의 대안이 될 수 있다.

또 하나의 장점으로 볼 수 있는 것으로 임플란트 수복물은 계속 정기적인 관찰을 해야 하는데, 만약 보철물 길이가 길면 이것을 제거할 때 도재 파절의 가능성이 있고 이 파절을 구강 내에서 수리 하는 것은 상당한 어려움이 있다.⁸⁾ 이에 비해서도 레진 수복물은 어느 정도 장점을 갖는다. 그러나 아직까지 이 재료의 변색, 미세 누출, 부족한 강도등의 문제가 있어 좀 더 물성 개발이 요구되는 실정이다.^{14~19)}

결론

레진 교합면을 사용한다 해도 재료 자체 교합력의 흡수를 통한 충격감소는 없었으나 최대 정점 힘에 도달하는 시간은 연장시켰다. 양 쪽 지대주에

스트레인 게이지(strain gauge)를 붙여서 재료(금, 도재, Targis)마다 발현되는 힘을 비교해 본 결과 발생하는 축력간의 차이는 없었지만, Targis 교합면에서 가장 큰 굽힘 모멘트를 보였다. 그러나, 이 값은 실험상의 힘의 편재로 인한 오류에서 기인한

것으로 도재 교합면에서 발현되는 굽힘 모멘트와 별차이가 없었다. 따라서 몇가지 Targis 재료의 물성의 개선이 있다면 임플란트 보철 수복물의 또 다른 대안이 될 수 있는 가능성을 보여줬다.

참 고 문 헌

- Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodontics* 2003; 16:172~176
- Behr M, Rosentritt M, Lang R et al. Glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures on dental implants. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 895~902
- Glantz PO, Rangert B, Svensson A et al. On clinical loading of osseointegrated implants; A methodological and clinical study. *Clin Oral Impl Res* 1993;4:99-105
- John B. Brunski. In vivo forces on endosteal implants: A measurement system and biochemical considerations. *J Prosthet Dent* 1984; 51(1):82-89
- Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. *Int J Prosthodontics* 2002;15:20-27
- Roger Bassit, Hakan Lindstrom, Bo Rangert In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prosthesis. *JOMI* 2002;17:17-23
- Gere, James M., *Mechanics of materials*. 5th edition, Books/Cole, 2002:698-727
- Nakamura T, Imanishi A, Kashima H et al. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodontics* 2001;14:401-405
- Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002 ;88:170-5
- Monaco C, Ferrari M, Miceli GP et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FPDs. *Int J Prosthodontics* 2003;16:319-325
- Takahashi Y, Hisama K, Sato H et al. Probability of failure of highly filled indirect resin-veneered implant-supported restorations: An in vitro study. *Int J Prosthodontics* 2002;15:179-182
- Ellakwa A, Shortall A, Shehata M et al. Influence of veneering composite composition on the efficacy of fiber-reinforced restorations(FRR). *Oper Dent*. 2001 Sep-Oct;26(5):467-75.
- H.H.K Xu. Long-term water aging of whisker-reinforced polymer-matrix composites. *J Dent Res* 2003; 82(1):48-52,
- Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: A clinical report. *Int J Prosthodontics* 2003;16:239-243
- Almihatti HJ, Giampaolo ET, Vergani CE et al. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. *Journal of Dentistry* 2003;31: 205-211
- Rominu M, Lakatos S, Florita Z et al. Investigation of microleakage at the interface between a Co-Cr based alloy and four polymeric veneering materials. *J Prosthet Dent* 2002;87:620-4
- Sorin Lakatos, Mihai Rominu. The microleakage between alloy and polymeric materials in veneer crowns. *Quintessence Int*. 2003;34:295-300
- LR Cho. Effect of tooth brushing and thermal cycling on a surface change of ceromers finished with different method. *J Oral Rehabil* 2002;29:816-822
- Schulze KA, Tinschert J, Marshall SJ et al. Spectroscopic analysis of polymer ceramic dental composites after accelerated aging. *Int J Prosthodontics* 2003;16:355-361