임플란트 적응 교합 : 생역학 원리에 의한 임상지침

울산의대 서울아산병원 치과 보철임플란트과

김용식·김형진·이병욱

Implant Adapted Occlusion

Yongsik Kim, Hyung-jin Kim, Byung-uk Lee

University of Ulsan College of Medicine, Department of Protho-Implantology

The significance of occlusion has regained its popularity in dentistry with the introduction of implant therapy. Literature has reported that the clinical success and longevity of dental implants can be achieved by biomechanically controlled occlusion. Occlusal overload is known to be one of the main causes for implant failure. Evidences have suggested that occlusal overload contribute to early implant bone loss as well as deosseointegration of successfully integrated implants. Unlike natural teeth, osseointegrated implants are ankylosed to surrounding bone without the periodontal ligament (PDL) which provides mechanoreceptors as well as shock-absorbing function. Moreover, the crestal bone around dental implants may act as a fulcrum point for lever action when a force (bending moment) is applied, indicating that implants/implant prosthesis could be more susceptible to crestal bone loss by applying force. Hence, it is essential for clinicians to understand inherent differences between teeth and implants and how force, either normal or excessive force, may influence on implants under occlusal loading. The purposes of this paper are to review the importance of implant occlusion, to establish the optimum implant occlusion with biomechanical rationale, to provide clinical guidelines of implant occlusion and to discuss how to manage complications related to implant occlusion.

Key Words : dental implant; implant occlusion; overloading; implant longevity

임플란트 적응 교합 : 생역학 원리에 의한 임상지침

울산의대 서울아산병원 치과 보철임플란트과

김용식·김형진·이병욱

Ⅰ. 서 론

교합 과부하(occlusal overload)는 임플란트 실패의 중요한 원인중 하나로 알려져 있다. 교합 과부하는 임플란트 주위 골의 조기 소실을 일으킬 뿐만 아니라 성공적으로 골유착이 된 임플란트의 탈 골유착 현상(de-osseointegration)에도 기여한다는 여러 증거들이 제시되어 왔다.[1-4] 자연치와는 달리 골유착된 임플란트는 mechanoreceptor를 제공할 뿐만 아니라 충격흡수기능(shock- absorbing function)을 하는 치주인대 없이 주위골에 유착되어있다[5]. 더욱이 임플란트 주위 crestal bone은 굽힘력(bending moment)이 가해질 때, 지랫대 운동(lever action)에 대한 fulcrum point로의 기능을 하게되어 힘이 가해짐으로써 임플란트와 임플란트보철에서 crestal bone loss의 경향이 더욱 두드러지게 된다. 치과임플란트의 임상적 성공과 수명은 생역학적으로 조절된 교합에 의해 성취될 수 있다고 여러 문헌들은 보고하고 있다.[1,6-8] 그러므로 임상가들은 자연치와 임플란트의 내재적인 차이를 이해하고 정상적인 힘이나 과도한 힘이 가해지는 경우에 있어서 교합력하에 임플란트에 미치는 영향을 이해하는 것이 필수적이다.

이 논문의 목적은 임플란트 교합의 중요성에 관해 분석하고 최적의 임플란트 교합의 임상적 guideline을 제공하는 것이다. 그리고 임플란트 교합과 관련된 합병증을 해결하는 방법들을 제시하고자 한다.

Ⅱ. 본 론

1. 자연치와 임플란트의 차이점

1) 움직임 (Movement)

자연치와 골유착 임플란트의 생리학적 차이점은 잘 알려져 있으나, 그 차이점에서 유래한 잠재적인 생역학적 특성에 대해서는 여전히 이견들이 있다.[5,9-12] 자연치와 임플란트의 차이점은 표1에 요약되어있다.

자연치는 치주인대에 매달려있는 반면에 임플란트는 직접 골과 맞닿아 있다. 자연치의 수직변위평균값과 치주인대의 측방 폭경은 각각 25-100㎛와 25㎛의 값을 나타내는 반면에 골유착 임플란트의 운동범위는 대략 3-5㎛정도임이 보고되어왔다[5,13]. 더욱이, 치주인대에 의한 자연치의 동요도는 악골 골격변위와 비틀림에 적응능력을 부여한다.[5] 그러나 임플란트틀 이런 장점을 갖고있지 못하다. 부하가 가해지면 자연치의 움직임은 기본적으로 non-linear, complex한 치주조직의 순응의 첫단계로 시작이 되어 두 번째 단계인 치조골이 연관된 움직임이 뒤이어진다. 반면에 하중에서 임플란트는 초기에 직선적이고 탄성적인 양상을 보이면서 변위되고 하중에서 임플란트 움직임은 탄성적인 골의 변위에 의존하게 된다. 적은 하중에서는 자연치아의 치주인대 압축력과 변형력이 임플란트와 비교시 힘에의 적응(force adaptation)에 있어서 차이를 만든다. 그리하여 점진적 임플란트하중이 제안되어 왔다[5]. 자연치는 측

Table 1. 치아와 임프란트 차이

	치아	임프란트
연결	치주인대	골유착 Functional ankylosis
Proprioception	Periodontal mechanoreceptors	Osseoperception
Tactile sensitivity	높음	낮음
장축동요도	25-100m	3-5m
Movement phases	Two phases - Primary: non-linear and complex - Secondary: linear and elastic	One phase - Linear and elastic
움직임 형태	Primary: immediate movement Secondary: gradual movement	Gradual movement
수평력에 대한 Fulcrum	Apical third of root	Crestal bone
Load-bearing characteristics	Shock absorbing function Stress distribution	Stress concentration at crestal bone
과부하 증상	PDL thickening, mobility, wear facets, fremitus, pain	Screw loosening or fracture, abutment or prosthesis fracture, bone loss, implant fracture

방력에 대해 56-108㎛으로 빠르게 움직이고 치근단 1/3에서 회전을 한다[14] 그리고 치아에 가해진 측방력은 crestal bone 에서부터 치근을 따라 즉시 사라진다[15]. 반면에 임플란트의 움직임은 비슷한 측방력 하에서 10-50㎛정도까지 점차적으로 일어난다. 게다가 어떠한 임플란트의 회전없이 임플란트 주위 crestal bone에의 큰 힘의 집중이 있다.[13]

Table 2. 가능한 과부하 요소

지나친 cantilever > 15mm 하악 (Shackleton et al 1994) > 10-12mm 상악 (Rangert et al. 1989 Taylor 1991)
Parafunctional habits/지나친 교합력
지나친 조기접촉 > 180um 원숭이 (Miyata et al. 1998, 2000) > 100um 인간 (Falk et al. 1990)
커다란 교합면
높은 교두경사
불량한 골질
부족한 임프란트 숫자

Richter(1998)[16]역시 측방력과 중심교합에서의 clenching은 crestal bone에 가장 높은 stress를 가하는 결과를 가져온다고 보고하였다. 그 연구는 임플란트가 주위 crestal bone에 더 높은 비율의 하중이 가해진다고 보고하고 있다.

2) Sensitivity or Propriocetion

자연치에서는 치주인대가 신경말단의 정보를 상응하는 반사조절과 함께 중추신경으로 전달하는 neurophysiological, periodontal receptor 기능을 가지고 있다. 치주인대 기능의 존재와 부재는 치아와 임플란트간의 교합력의 초기단계를 추적하는데 큰 차이를 나타낸다.[5]. Jacobs와 van Steenberghe(1993)[17]는 교합 간섭의 인지로 교합자각(occlusal awareness) 평가하였다. 그들은 대합치에 대한 자연치와 임플란트의 간섭인지가 각각 대략 20㎛와 48㎛정도라는 것을 발견하였다. 또다른 연구[18]에서는 구강내 Tactile sensibility가 실험용 steel foil에 의해 측정되었다. 작은 압력에대한 지각 역치가 자연치에서보다 임플란트에서 더 높았다.(3.2 vs 2.6 foils). 비슷한 발견이 Hammerle등(1995)[19]에 의해 보고되었는데 임플란트에서의 평균역치값(100.6g)이 자연치의 그

Tables 3. Occlusal guidelines

Clinical situations	Occlusal principles
Full arch fixed Prosthesis	Bilateral balanced occlusion with opposing complete denture Group function occlusion or mutually protected occlusion with shallow anterior guidance with opposing natural dentition No working and balancing contact on cantilever Infraocclusion in cantilever segment (100m) Freedom in centric (1-1.5mm)
Overdenture	Bilateral balanced occlusion using lingulized occlusion Monoplane occlusion on a severely resorbed ridge
Posterior fixed prosthesis	Anterior guidance with natural dentition Group function occlusion with compromised canine Centered contacts, narrow occlusal table, flat cusp, minimized cantilever Cross bite posterior occlusion when necessary Natural tooth connection with rigid attachment when compromised support
Single implant prosthesis	Anterior or lateral guidance with natural dentition Light contact at heavy bite and no contact at light bite Centered contacts (1-1.5mm flat area) No offset contacts Increased proximal contact
Poor quality of bone/ Grafted bone	Longer healing time Progressive loading by staging diet and occlusal contacts/ materials

것(11.5g)보다 8.75배 높다는 것이었다. 위 연구의 결과에서 보듯이 치주인대 수용부(periodontal receptor)가 없는 골유착 임플란트는 load-sharing ability, 교합력에의 적응, 그리고 mechanoperception이 확연히 감소하기 때문에 교합과하중에 더 민감함을 추론할 수 있다.

2. Overloading factors of implant occlusion

1) Cantilever

임플란트 보철에서 긴 cantilever는 과하중을 일으킬 수 있는데, 이는 marginal bone loss와 임플란트 상실로 이어질 수 있다. Glantz등(1993)[20]은 예측치 못했던 높은 bending moment를 임플란트에서 발견했다. Duyck등(2000)[21]은 보철물에서 하중이 가해지는 위치가 지지하는 임프란트에 영향을 미칠 수 있다고 하였다. cantilever에 저작력이 가해지면 특정 임플란트에 가해지는 axial force는 보철물에서의 저작력보다 2배정도가 된다. 계속된 연구에서 폐구력과 저작력은 cantilever beam을 따라서 총의치와 대합시엔 후방으로 증가함이 발견되었고 고정성 보철물과 대합시엔 후방으로 감소함을 보였다.[22-24]. 기능중의 총의치의 변위가 구치부 cantilever segment에서 과도한 교합접촉을 일으킬 수 있다. 이 연구는 보철물을 따라서 simultaneous한 교합접촉이 중요하고 cantilever상에서의 교합접촉의 수와 분포가 반대악 총의치와 함께 주의깊게 조절되어야 함을 제시한다. Shackleton등(1994)[25]은 고정성 임플란트지지 보철물에서 여러 가지 cantilever길이에대한 survival rate을 분석하였다. 이 연구는 15mm이하의 cantilever를 가진 보철물이 15mm 이상의 cantilever 길이를 가진 보철물보다 상당히 높은 survival rate을 보였다. 그리고 Lindquist등(1988)[2]은 상당한 량의 crestal bone loss(0.95mm)를 하악 고정성 보철물의 6년 기능후에 긴 cantilever(15mm이상) 의 근심쪽 임플란트에서 관찰하였다.

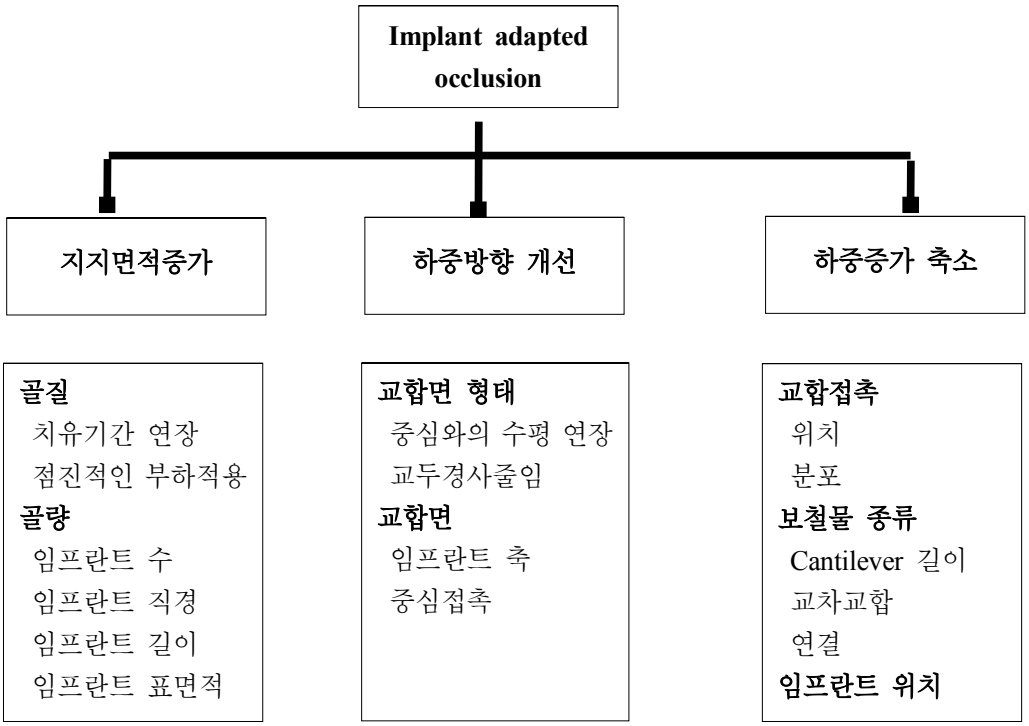

Fig. 1. 임프란트 적응 교합에서 고려할 요소

2) Parafuction & Bruxism

긴 cantilever와 함께 여러 연구에서는 parafunctional activity(bruxism, clenching등)와 부적절한 교합형태가 임플란트 골소실, 임플란트 파절 및 실패와 관련이 있음을 보고하고 있다.[3-4,22,26]. Naert등(1992)[26]은 parafunction적 습관으로부터 오는 과하중이 임플란트실패와 하중후의 marginal bone loss의 가장 개연성있는 이유일것이라고 추론하였다. 그리고 그들은 원심 임플란트의 잦은 실패는 12증례중 8증례를 분석해 보았을 시 임플란트의 최적의 위치 분포와 짧은 cantilever, 그리고 적절한 교합형태의 부여의 필요성을 반영한다고 강조하였다.

Rangert등(1995)[4]은 39개의 파절된 임플란트를 평가하였다. 대부분의 임플란트 파절에서 , 35/39개에서, 구치부위에서 발생하였고 대부분의보철물이(39개중 30개) 이같이같은 과도한 교합력에 관련된 cantilever를 가진 하나 혹은 두 개의 임플란트에 의해 지지되고 있었다. 이 연구에서는 직선적인 임플란트의 배열, leverage factor(cantilever)그리고 이갈이나 과도한 교합력이 임플란트 파절의 가능한 원인으로 제시되었다.

3) Occlusal contact

Quirynen등(1992)[3]은 과도한 marginal bone loss나 임플란트 상실이 parafuctional activities를 가진환자, 양악에 전치부 contact이 없는 완전임플란트 지지 고정성 보철물 환자 그리고 상악 overdenture에서 두 개의 연결되지 않은 임플란트에서 발견됨을 보고하였다. 그들은 이런 요소들에 의한 교합 과하중이 과도한 marginal bone loss와 골유착의 실패와 관련이 있다고 결론지었다. Falk등(1990)[23]은 역시 교합 형태(교합점의 수와 분포)가 cantilever 부위와 임플란트 지지부위사이의 다른 힘분포에 중요한 영향을 미친다고 보고하고 있다. 결국 과도한 교합력과 교합접촉의 바람직하지 않은 분포는 과하중의 요소가 될 수 있고 , 그리하여 임플란트 골손실과 파절, 그리고 뒤이은 실패를 일으키게 된다.

여러 연구에서 과도한 조기 접촉은 교합 과하중을 일으켜 임플란트 골손실과 골유착 실패의 결과로 귀결된다고 보고하고있다[23,27-30]. Falk등(1990)[23]은 human study에서 second cantilever segment에서 100㎛의 높이정도의 교합 조기접촉은 국소적인 폐구력을 상당량 증가시킴을 관찰하였다. 이 조기접

촉은 cantilever 연결부위에서 bending moment를 크게 증가시키고 cantlever의 피로파절을 일으키거나 인접 임플란트의 응력집중을 일으키게 된다. 조기 교합접촉에 의한 과도한 측방력에 의해 일어나는 골유착 상실과 marginal bone loss가 여러 동물실험에서 관찰되었다.[27-30] 8개중 5개의 임플란트가 과도한 교합력에 의해 6개월의 loading 후에 골유착이 상실되었다[27-28]. 남은 3개의 임플란트중 하나는 심한 crestal bone loss를 보였고 다른 두개는 가장 높은 골-임플란트 접촉과 밀도를 보였다.그 결과들은 임플란트 loading이 임플란트 주변 골 구조의 반응에 큰 영향을 미침을 보고하고 있다. 100㎛, 180㎛, 그리고 250㎛의 서로 다른 높이의 supraocclusion을 가진 원숭이에서 비슷한 실험이 행해졌다. 4주간의 하중부여후 180㎛와 250㎛ group에서 골 손실이 관찰되었으나 100㎛ group에서는 관찰되지 않았다.[29-30] 이 연구의 결과들은 crestal bone loss에서 임플란트 보철에대한 조기 교합접촉의 결정적인(critical) 고경(height, 높이)이 있음을 제시하였다. Hoshaw등(1994)[31]은 과도한 controlled cyclic load(330N/s, 500cycles 5days)을 성견대퇴부에 식립된 임플란트에 가했다. 두드러진 골흡수와 mineralization이 덜된 bone percentage가 하중을 가하지 않은 그룹에 비해 하중을 가한 그룹에서 발견되었다. 다른 연구에서는 과도한 dynamic loading(73.5Ncm bending moment와 2주간 총 2,520회)을 가토의 대퇴골에 식립한 임플란트에 가했을시 임플란트 주위에 crater-like bone defect가 관찰됨을 보고하였다.[32] 위 연구결과와는 상반되게 어떤 연구에서는 과 하중이 marginal bone loss를 증가시키지 않음을 보이고 있다[33-34]. 이런 연구들에서의 차이는 가해진 힘의 정도와 기간이 다르기 때문으로 풀이된다. 그러나 교합 과하중은 marginal bone loss와 임플란트 실패의 요인으로 작용함을 추측할 수 있다.

4) Bone Quality

골질은 임플란트 성공에 있어서 수술단계와 기능단계에서 가장 중요한 요소로 여겨져 왔다.[35-36] 임플란트의 높은 실패는 나쁜 골질에서 관찰되어 왔다.[37-39] Jaffin과 Berman(1991)[38]은 니쁜골질에(i.e. posterior maxilla) 식립된 임플란트중 2차 수술에서 35%의 실패를 보고하였다. 그러나 평가된 모든 임플란트들은 나쁜 골질에서는 불리하다고 여겨지는 smooth pure-titanium 표면의 Branemark 임플란트들이었다.[40] 몇몇 연구에서는 상악의 나쁜 골질로 인해 상악 overdenture에서의 임플란트 실패를 보고하였다.[3,37,41] 나쁜 골질뿐만 아니라 불리한 하중 방향이 상악에서 높은 실패율에 기여 할것이다.[39,42-44] Esposito등[45]은 1997년임플란트의 late failure가 조직학적 관찰에서 어떤 감염요소도 보이지 않았다고 보고하였다. 나쁜 골질과 더불어 과하중은 late implant failure의 주된 이유로 여겨진다.

Misch(1990)[46]는 점진적인 골 하중이 임플란트 골계면에 하중을 견딜만한 골의 생성에 시간을 부여해 주고 점진적인 하중의 증가로 골에 하중에 대한 적응성을 부여한다고 제안하였다. 그는 더 나아가 점진적인 교합접촉의 증가와 함께 6개월간 연질의 식사에서 경질의 식사로의 연습을 통해 점진적 골하중(progressive bone loading)이 이루어 질 수 있다고 설명하였다. Appleton(1997)[47] 등은 점진적으로 하중이 가해진 임플란트가 crestal bone loss의 감소를 보였을뿐 만 아니라 골 밀도를 증가시켰음을 지적하였다. 이러한 발견들은 연장된 치유기간과 주의 깊게 관찰된 하중이 나쁜 골질의 개선을 위해 필요함을 설명한다고 하겠다. 더욱이 progressive 혹은 delayed loading이 특히 나쁜 골질에서의 교합 과하중으로 인한 임플란트 주위 골소실과 실패를 최소화 한다.

위 연구들에 따르면 다음과 같이 결론지어 질 수 있다.

① 교합 과하중을 일으키는 과도한 premature contact과 parafunctional activities는 골소실과 임플란트 실패를 일으킬 수 있다.
② 교합 접촉점의 적절한 수와 분포가 임플란트 보철에 있어서 교합 과하중을 확연히 감소시킨다.
③ 임플란트 보철의 긴 cantilever는 불리한 힘의 분포를 일으켜 결과적으로 marginal bone loss나 임플란트 실패를 일으킨다.
④ 골결합이 된 양악에서의 전부 고정성 보철물이 응력 완압 mechanism의 결여와 높은 저작력으로 인해 교합 과하중을 일으킬 수 있다.
⑤ 조심스럽게 위치된 임플란트 중심의 교합점과

임플란트의 증가된 수는 과하중으로부터 오는 역학적 문제를 감소시킬 것이다.

⑥ 나쁜 골질은 높은 임플란트 골소실이나 실패를 일으킬 수 있다. 이는 연장된 치유기간과 조심스럽게 관찰된 하중(e.g.,progressive or delayed loading).에 의해 감소되어 질 수 있다.

3. Types and principles of implant occlusion

임플란트 교합의 형태와 기본적 원리는 치아 수복에서 교합 원리로부터 대부분 유래되어 왔다. 세가지 교합개념(Balanced, group-function, and mutually -protected occlusion)은 임상적 시도와 개념적 가설[48-50]을 통해서 정립되어 왔다.

1) Type of occlusion

Bilateral balanced occlusion은 최대 감합(MIP)과 모든 excursion 동안 모든 치아의 접촉을 가진다. 이는 기본적으로 완전 의치의 제작에사용되었다.[51] Group function 교합에서는 측방운동시 비작업측에서는 교합 접촉이 없이 작업측에서의 구치부 치아 접촉이 있다. 이 교합은 견치 대신 구치로 측방력을 전달하기 위해 절충된 형태의 견치(compromised canine)을 이용한다.[52] Mutually protected occlusion은 모든 편위운동(excursion)중에 anterior guidance와 함께 구치부 protection을 갖고, 최대 감합위(MIP)에서는 구치부의 교합으로 전치부는 가볍게 접촉됨으로써 전치부가 보호된다. 이 교합 원리는 srnclqndptjsm이 과도합 교합력을 피하기 위한 교합의 주요 요소로 견치가 역할을 담당한다는 개념에 기반을 두고 있다.[53] 비록 과학적인 근거가 그것의 dal상적인 장점을 제공하지는 않더라도 이는 보철수복에 있어서 간편하고 논리적인 교합의 형태로 여겨진다.[48] 이러한 교합 계념들(Balanced, Group-function, and mutually-protected occlusion)은 임플란트 지지보철물에 있어서 변형과 함께 성공적으로 적용되어 왔다.[1,9,26,49,54-56] 더욱이 임플란트 보호교합(implant protected occlusion)이 임플란트 보철에 있어서 엄격히 제안되어 왔다.[57] 이 개념은 임플란트 보철물에의 교합력을 감소시키고 하중을 나누는 교합 접촉을 제공하는것과 교합면 형태의 변형, 하중방향의 변경, 임플란트 표면적의 증가, 불리한 생역학적인 임플란트에서의 교합 접촉의 감소 및 제거를 포함하는 이전 교합계념의 여러 변형으로 임플란트를 보호키 위해 고안되었다.

임플란트 교합의 기본적인 원칙은 다음을 포함한다.

① 중심교합(centric occlusion)에서의 양측성 안정
② 균등한 교합 접촉 및 힘의 방향
③ 후퇴위(Retruded position)와 중심위 (centric position)사이에 간섭이 존재하지 않을 것
④ 중심교합에서 넓은 자유역(wide freedom)
⑤ 가능하면 anterior guidance를 부여
⑥ 작업측/비작업측 간섭없는 부드럽고 균일한 측방 편위 운동

치근방향으로 교합력을 전달하는 교합면 형태의 부여, 좁은 교합면, 감소된 교두경사, 그리고 협설 근원심방향으로 cantilever 길이의 감소등 이 모든 것이 임플란트 교합을 형성할 때 고려할 요소로 제안되었다.[9,49,54,57-58]

균일한 교합 접촉과 더불어 양측성 교합 안정이 저작계의 안정과 적절한 힘의 분배를 제공한다.[59] 이는 조기접촉의 가능성을 감소시키고 개개의 임플란트에 교합력으 집중을 감소시킨다. 게다가 중심위에서의 넓은 자유역은 힘의 방향을 더욱 유리한 수직방향으로 유도하게 되고 기능중 조기 접촉을 감소시킨다. Weinberg(1998)[60]는 그의 임상경험에 기초하여 보철물에 중심위에서의 넓은 자유역으로 연결된 1.5mm의 평평한 fossa 영역을 제안하였다. Gibbs등은(1981)[61]전치부 혹은 견치 유도 교합이 구치부 유도에 비해 저작력을 감소시킨다는 것을 발견하였다. Quirynen 등은 (1992)[3] 임플란트지지 cross-arch bridge에서 전치부 접촉을 없애는 것이 구치부 임플란트주위의 심각한 골소실을 가져올 수 있다고 보고하였다. 전치부 혹은 견치 유도 교합은 구치부 임플란트에서 잠재적으로 파괴적인 힘을 최소화 할 수 있다. 전치부 유도의 필요성에 더하여 구치부위에 cantilever contact이 없는 부드럽고 균일한 측방 작업측 접촉은 적절한 힘의 분배를 제공하고 전치부를 보호하기 위해 필수적이다.[54,62] 작업측 접촉은 bending moment를 최소화 하기 위하여 가능

한한 전방으로위치되어야 한다고 제안되었다.[9)]

Hobkirk와 Brouziotou-Davas(1996)[63)] 는 하악 임플란트지지 보철물에서 여러 음식물로 두가지 교합설계(balanced occlusion 과 group function occlusion)의 저작력 형태를 평가하였다. 평균적인 최고점 저작력과 부하율(mean peak masticatory force and load rate)은 빵을 먹을시 가장 낮았고, 땅콩을 먹을시 가장 높았다. 그리고 땅콩과 당근을 먹을 때 group function occlusion에서 계측가능한 증가가 있었다. 그 연구는 balanced occlusion이 group function occlusion에 비해 더 적절함을 의미한다 할 수 있다. 그러나 Wennerberg등(2001)[64)]이 상악의 CD와 대합하는 하악의 임플란트 지지보철물에서 교합요소들이 환자의 만족과 치료 결과에 영향을 미치지 않음을 관찰하였다. 임플란트 보철물에 있어서 교합접촉의 위치와 수가 교합설계보다 임플란트의 과하중에 더 많은 영향을 미치는 요소들임을 생각할 수 있다.

축방향으로의 하중을 유도키위해 치아 형태를 만드는 것은 임플란트 보철물을 제작함에 있어서 고려해야할 중요한 요소이다. 나사형의 임플란트에서 축방향으로의 하중은 임플란트-골 계면을 따라 잘 분포될 수 있다. 그리고 cortical bone은 압축력(compressive force)에 잘 저항할 수 있다.[8,65)] 중심교합점 주위 flat area는 치근방향으로 교합력을 유도할 수 있다. Weinberg(1998)[60)]는 교두경사가 bending moment의 발생에 있어서 아주 중요한 요소라고 주장하였다, 교구경사의 감소는 지렛대 작용의 감소와 축방향으로 하중 유도의 개선으로 결과적으로 bending moment를 감소시킨다.

Kaukinen등(1996)[66)]은 33도와 0도의 교두에서 힘의 전달의 차이를 관찰하였다. 33도 각의 교두에서 평균적인 초기 저작력(breakage force)는 3.846kg 인 반면, 0 degree에서는 1.938kg이었다. 이 결과는 교두경사가 임플란트 보철물에 전달되는 힘의 크기에 영향을 줌을 나타낸다. 요약하면 감소된 교두경사, 좁은 교합면 형태, 넓은 groove와 fossa는 임플란트 보철물에 유리하다 할 수 있다.

임플란트 보철물의 canilever 부분은 bending moment를 다루는 가장 중요한 요소이다.[7)] Cantilever는 힘의 방향과 위치에 의해 더 큰 힘을 발생시킬 수 있는데, 이는 결국 과하중을 발생시키게 된다. 임상연구에서 긴 canilever는 canilever에서 떨어져 있는 임플란트에서보다, 인접한 임플란트에서 더많은 골소실을 일으킴을 보여주었다.[2)25)] Falk 등(1990)[23)]은 역시 canilever에서의 조기접촉은 bending moment를 증가시킴을 보고하였다. canilever 길이를 줄이고 canilever에서 교합간섭을 피하는 것은 임플란트에 과하중을 최소화하는 결정적인 요소임이 제안되었다.

임플란트의 직경과 분포, 그리고 자연치와의 조화는 교합면의 크기를 결정하는데 있어서 고려해야할 중요한 요소이다. 특징적으로 30-40% 교합면을 감소시킨 구치부 교합면이 제안되었는데 임플란트 직경을 넘어서는 어떤 값도 canilever 효과를 일으키고 단독임플란트 보철물에서 뒤이은 bending moment를 일으킨다.[8)] 좁은 교합면은 offset loading의 가능성을 감소시키고 축방향 하중전달을 증가시키는데, 이는 bending moment를 감소시킬 수 있다.[8,58)]Misch(1999a)[58)]는 좁은 교합면이 구강위생을 향상시키고 porcelain 파절의 위험성을 감소시킨다고 설명하였다. 더우기 그는 협측골의 흡수가 있는 상악 구치부위가 자연치에 비해 임플란트의 구개측 매식을 유도하게 한다고 하였다. 구개측에 위치한 임플란트에서 정상적인 교합면 형태는 생역학적으로 불리한 환경(heavy bite, poor bone, and poor crown/implant ratio)의 심각한 buccal cantilever를 만들어 낼 것이다. 이경우에는 cross bite 교합의 사용이 buccal cantilever를 감소시키고 추강향 하중 유도를 가져올 수 있다.[58,60)]

4. Occlusal adjustment

부분무치악 환자에서 임플란트와 자연치간의 힘의 분배는 연속적이고 이론적인 교합 조정(Occlusal adjustment)에 의해 이루어 질 수 있다. 임플란트는 동요도가 거의 없으므로(3-5㎛) 모든 과중한 저작력을 흡수하는데 자연치는 어떤 교합력에도 쉽게 압하(intruded)가 될 수 있다.(25-50㎛). Misch(1999a)[58)]는 과도한 교합에 대해 자연치와 임플란트간의 동요도의 차이를 제거해 줌으로써 교합조정이 이루어질 수 있다고 제안하였다. 이는 자연치와 임플란트 사이에 균등하게 힘을 분배함으로써 접근된다. 치아의 위치적 변화는 임플란트의 교합 응력 집중을

강화시킬 것이다. 위치를 변화시켜 임플란트의 잠재적인 과하중을 막으려면 재평가(re-evaluation)와 주기적인 교합조정이 필수적이다.[8,67]

5. Clinical applications:

① Occlusion on full arch fixed prostheses

전악 고정성 임플란트보철물에서 양측성 균형교합은 대합하는 CD에 훌륭히 적용되어 왔다. 반면에 group function occlusion은 반대악이 자연치열인 경우에 사용되어 왔다. 추가적으로 얕은 전치부 유도를 가진 상호 보호 교합(mutually protected occlusion)도 반대악이 자연치열인 경우에 적용되었다.[49,54-55] Wie(1995)[55]는 견치 유도 교합이 견치로의 응력 집중을 일으켜 screw joint의 실패위험성을 증가시킴을 발견하였다. 중심교합과 최대 폐구위에 있어서 Bilateral, 그리고 anterior-posterior simultaneous contact은 교합력을 고루 분산시키지 위해 이루어wu야 한다.[3,9,54] 뿐만 아니라 작업, 비 작업측에서 cantilever에 교합 접촉이 없는 부드럽게 이행되는 균일한 측방 편위 운동이 이루어 져야 한다.[9,62] 전방으로 위치된 작업측 접촉은 구치부의 과하중을 막기위해서 그 필요성이 인정받아 왔다.[49,68] 전악 고정성 임플란트 보철에서 cantilever 가 사용되어질 시 cantilever상에 infraocclusion(100㎛)이 피로정도와 cantilever의 기술적 실패를 감소시킬수 있다고 제안되어 왔다.[23-24] 그리고 하악에서 15mm이하길이의 cantilever는 15mm이상의 길이의 cantilever보다 survival rate이 상당히 높음을 알수 있다.[25] 반면에 10-12mm이하 길이의 cantilever는 상악에서 불리한 골질과 하악에 비해 불리한 힘의 방향에 의해 추천되어 왔다.[7,69] 교합접촉을 살펴보면 중심위와 최대감합위에서의 넓은 자유역(1-1.5mm)은 더욱 양호하게 교합력을 수직방향으로 유도하고 그러므로써 기능중 조기접촉의 가능성을 줄인다[59-60].

② Occlusion on overdentures

overdenture에서의 교합은 정상적인 치조제상에서는 설측 교합을 가진 양측성 균형교합이 제안되어왔다. 반면에 심하게 흡수된 치조제상에서는 monoplane occlusion이 추천되었다.[55-56,70] 비록 양측성 균형교합이 overdenture에 안정성을 부여한다는 의견의 일치는 있어왔지만[62], 다른 교합설계에 비한 overdenture에서의 양측성균형교합의 임상적 장점의 증거는 없는 실정이다.

③ Occlusion on posterior fixed prostheses

자연치열에서의 전치부 유도와 전치부 교합(anterior guidance & anterior contacts)골유착된 임플란트에서 잠재적인 측방력을 감소시킨다. Group function occlusion은 전치들이 치주적으로 불안정할 시에만 사용된다.[49,54,57] 측방 편위 운동시 작업측과 비작업측 간섭은 구치부 수복물에서 일어나지 않아야 한다.[9] 더욱이 교두의 감소된 경사와, 1-1.5mm의 flat area를 가진 중심방향으로의 교합접촉, 좁은 교합면, 그리고 cantilever의 제거는 구치부 보철에서 굽힘력(bend overload)을 조절하는 주요 요소들이다.[60,71] Wennerberg 등(1999)[72]은 상악에서의 추가적인 임플란트가 과하중과 임상적 부작용을 줄이기위한 삼각지지(tipodism)를 제공하여 임플란트성공률의 획기적인 증가를 가져온다고 설명하였다. 또한 구치부 임플란트의 축방향 위치와 임플란트간 감소된 거리는 과하중을 줄이기위한 중요한 요소이다.[73] 구개측으로 위치한 상악 구치부 임플란트를 가진 Cross bite occlusion의 사용은 buccal cantilever를 줄이고 axial loading을 향상시킬 수 있다.[58,60] 만약 임플란트의 수와 위치 그리고 축이 의문스럽다면 rigid attachment를 이용한 자연치 연결이 임플란트에 추가적인 지지를 제공해 주기위해 고려될 수 있다.[11,73,74-75]

④ Occlusion on single implant prothesis

single implant에서의 교합은 임플란트로의 교합력을 최소화 하고 인접자연치로의 교합력 분산을 최대화 할 수 있도록 설계되어야 한다.[9,58,62] 이러한 목표를 이루기 위해 어떠한 전치부 유도와 측방유도도 자연치열에서 이루어 져야 한다. 또한 작업측 비작업측 교합 접촉은 single implant에서는 피해야 한다.[62] Heavy bite에서의 가벼운 교합접촉와 최대감합위에서 가볍게 폐구시 교합접족이 일어나지 않도록 하는 것이 임플란트와 자연치상에 교합력을 배분하는 합리적인 접근이라 고려된다.[9] 구치부 고정성 보철물처럼, 교두의 감소된 경사각과 1-1.5mm의 flat area의 중심방향으로의 교합 접촉, 좁은 교합

면 등이 구치부 single implant 수복에서 사용되어 질 수 있다.[60,71] Wennerber 와 Jemt(1999)[72]는 single molar implant에서 중심으로 유도된 교합 접촉이 임플란트 파절과 기계적 문제점을 야기하는 bending moment를 감소시키는데 필수적이라고 주장하였다. 구치부에서 증가된 인접면 접촉은 수복물에 추가적인 안정을 부여한다[76]. single molar를 위해 두 개의 임플란트를 식립하는 것이 더 높은 성공률과 더 적은 screw loosening을 위해 사용되어 왔다.[77] 그러나 한정된 공간에 두 개의 임플란트를 매식하는 것은 어려운 일이고 임플란트간 좁은 간격이 보철물 제작에 어려움을 가져 올 것이다. 반면에 구치부에서 적절한 위치와 축을 가진 넓은 직경의 임플란트는 수술적 보철적 어려움을 줄이고 하중 조건을 개선시키는 더 유리한 선택이 될 것이다.[78-79] 여러 임상적 상황에서의 교합 지침이 표 3에 요약되어 있다.

⑤ Potential complications and solutions

임플란트 overloading은 screw loosening과 screw fracture, veneering material의 파절, 보철물 파절, 임플란트를 따라서 첫 번째 나사선을 넘어선 지속적인 marginal bone loss, 임플란트 파절, 그리고 임플란트 실패와 같은 임상적 문제점들에 기여한다.[72,80-81] 이러한 부작용들은 보철물의 passive fit이나 cantilever를 줄이는 것, 그리고 교두 경사를 낮추고, 편위접촉을 제거하는 것, 교합 접촉을 중심방향으로 유도하는 것 등의 생역학적 원리를 적용함으로써 방지할 수 있다.[8,72,80-81] 더욱이 보철물 형태를 변형시키고 추가적인 임플란트를 식립하는 것이 종종 추천되어왔다.[82]

Ⅲ. 결 론

임플란트 교합에서의 목표는 골과 임플란트 계면, 그리고 임플란트 보철물에 가해지는 과하중을 줄이고 각 개인의 교합의 생리적 한계내에서 임플란트 하중을 유지하여 임플란트 보철물의 장기간 안정성을 부여하는 것이다.

이런 목표를 이루기 위해서는 지지영역을 넓히고 교합력의 방향을 개선시키며 교합력을 줄이는 것이 임플란트 교합에서는 필수적인 요소이다(그림1) 또한 적절하고 개개화된 치료계획과 생 역학적 원리에 근거한 정밀한 시술은 최적의 임플란트 교합을 형성하는 전제 조건이다. 교합은 임플란트에 가해지는 잠재적 과하중을 방지하기 위해 정기적인 follow-up에서 필요시에 재평가되고 조정되어야 임플란트 수명의 연장에 기여할 수 있게 된다.

참 고 문 헌

1. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark, P.I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10:387-416.
2. Lindquist, L.W., Rockler, B. & Carlsson, G.E. (1988) Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 59:59-63.
3. Quirynen, M., Naert, I. & van Steenberghe,D. (1992) Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research* 3:104-11.
4. Rangert, B., Krogh, P.H., Langer, B. & Van Roekel, N. (1995)Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:326-34.
5. Schulte, W. (1995) Implants and the periodontium. *International Dental Journal* 45:16-26.
6. Lindquist, L.W., Carlsson, G.E. & Jemt, T. (1996) A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 7:329-36.
7. Rangert, B., Jemt, T. & Jorneus, L. (1989) Forces and moments on Branemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 4:241-7.
8. Rangert, B.R., Sullivan, R.M. & Jemt, T.M. (1997)Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12:360-70.
9. Lundgren, D. & Laurell, L. (1994) Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology 2000* 4:23-40.
10. Glantz, P.O.& Nilner, K. (1998) Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000* 17:119-24.
11. Rangert, B., Gunne, J. & Sullivan D.Y. (1991) Mechanical aspects of a Branemark implant connected

to a natural tooth: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6:177-86.

12. Cho, G.C. & Chee, W.W.L. (1992)Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthsis: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 68:3-5.
13. Sekine, H., Komiyama, Y., Hotta, H. & Yoshida, K. (1986) Mobility characteristics and tactile sensitivity of ossointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe, D., eds. *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction,* 326-332. Amsterdam: Excerpta Medica.
14. Parfitt, G.J. (1960)Measurement of physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *Journal Dental Research* 39:608-618.
15. Hillam, D.G. (1973) Stresses in the periodontal ligament. *Journal of Periodontal Research* 8:51-6.
16. Richter, E.J. (1998) In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13:232-44.
17. Jacobs, R. & van Steenberghe,D. (1993) Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8:549-54.
18. Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E. & Burgin, W. (1995) Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:345-53.
19. Hammerle, C.H., Wagner, D., Bragger, U., Lussi, A., Karayiannis, A., Joss, A. & Lang, N.P. (1995)Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clinical Oral Implants Research* 6:83-90.
20. Glantz, P.O., Rangert, B., Svensson, A., Stafford, G.D., Arnvidarson, B., Randow, K., Linden, U. & Hulten, J. (1993) On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 4:99-105.
21. Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J.,De Cooman, M., Puers, R. & Naert, I. (2000) Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research* 11:465-75.
22. Falk, H., Laurell, L. & Lundgren, D. (1989) Occlusal forcepattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 4:55-62.
23. Falk, H., Laurell, L. & Lundgren, D. (1990) Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 5:70-7.
24. Lundgren, D., Falk, H. & Laurell, L. (1989)Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 4:277-83.
25. Shackleton, J.L., Carr, L., Slabbert, J.C. & Becker, P.J. (1994)Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *Journal of Prosthetic Dentistry* 71:23-6.
26. Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D. & Darius, P. (1992)A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *Journal of Prosthetic Dentistry* 68:949-56.
27. Isidor, F. (1996)Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research* 7:143-52.
28. Isidor, F. (1997) Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical Oral Implants Research* 8:1-9.
29. Miyata, T., Kobayashi, Y., Araki, H., Motomura, Y. & Shin, K. (1998)The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 3:677-83.
30. Miyata, T., Kobayashi, Y., Araki, H., Ohto, T. & Shin, K. (2000)The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15:425-31.
31. Hoshaw, S.J., Brunski, J.B. & Cochran, G.V.B. (1994) Mechanical loading of branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 9:677-83.
32. Duyck, J., Ronold, H.J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J. & Ellingsen, J.E. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research* 12:207-18.

33. Hurzeler, M.B., Quinones, C.R., Kohal, R.J., Rohde, M., Strub, J.R., Teuscher, U. & Caffesse, R.G. (1998) Changes in peri-implant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *Journal of Periodontology* 69:396-404.
34. Asikainen, P., Klemetti, E., Vuillemin, T., Sutter, F., Rainio, V. & Kotilainen, R. (1997) Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *ClinicalOral Implants Research* 8:465-8.
35. Lekolm, U. & Zarb, G.A. (1985)Patient selection and preparation. In: Branemark, P.I, Zarb, G.A. & Albrektsson, T., eds. *Tissue-integrated prostheses,* 1st edition, 199-210. Chicago, London, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo: Quintessence publishing company.
36. Misch, C.E.(1990a) Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading. *International Journal of Oral Implantology* 6:22-31.
37. Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T. & Linden, U. (1988) A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 3:129-34.
38. Jaffin, R.A. & Berman, C.L. (1991) The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology* 62:2-4.
39. Becktor, J.P., Eckert, S.E., Isaksson. S. & Keller, E.E. (2002) The influence of mandibular dentition on implant failures in bone-grafted edentulous maxillae. *Internati-onal Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17:69-77.
40. Cochran, D.L. (1999) A comparison of endosseous dental implant surfaces. *Journal of Periodontology* 70: 1523-1539.
41. Hutton, J.E., Heath, M.R., Chai, J.Y., Harnett, J., Jemt, T., Johns, R.B., McKenna, S., McNamara, D.C., van Steenberghe, D. & Taylor R. (1995)Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:33-42.
42. Jemt, T. & Lekholm, U. (1995)Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:303-11
43. Blomqvist, J.E., Alberius, P., Isaksson, S., Linde, A. & Hansson, B.G. (1996) Factors in implant integration failure after bone grafting: an osteometric and endocrinologic matched analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 25:63-8.
44. Raghoebar, G.M., Timmenga, N.M., Reintsema, H.,Stegenga, B. & Vissink, A. (2001) Maxillary bone grafting for insertion of endosseous implants: results after 12-124 months. *Clinical Oral Implants Research* 12:279-86.
45. Esposito, M., Thomsen, P., Molne, J., Gretzer, C., Ericson, L.E. & Lekholm, U. (1997) Immunohisto-chemistry of soft tissues surrounding late failures of Branemark implants. *Clinical Oral Implants Research* 8:352-66.
46. Misch C.E. (1990b) Progressive bone loading. *Practical Periodontics & Aesthetic Dentistry* 7:25-9.
47. Appleton, R.S., Nummikoski, P.V., Pigmo, M.A., Bell, F.A. &Cronin, R.J (1997). Peri-implant bone changes in response to progressive osseous loading. *Journal Dental Research* 76(Spec. Issu):412(Abstr. 3191).
48. Pameijer, J.H.N. (1983) Occlusion. In: *Periodontal and occlusal factores in crown and bridge procedures*, 1st edition, 85.Amsterdam:Dental center for postgraduate courses.
49. Hobo, S., Ichida, E. & Garcia, L.T. (1989) Ideal occlusion. In*: Osseointegration and occlusal rehabilitation,* 1st edition, 315-328. Tokyo, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Hong Kong: Quintessence publishing company.
50. Santos Jr., J. (1985) Concepts of occlusion. In: *Occlusion: principles and concepts,* 179-190.St. Louis, Tokyo: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.
51. Stuart, C.E..(1955) Articulation of human teeth In: McCollum, B.B. & Stuart C.E.,eds. *A research report,* 91-123. South Pasadana, Ca: Scietific press.
52. Schuyler, C.H. (1959) Considerations of occlusion in fixed partial dentures. *Dental Clinics of North America* 37:175-185.
53. D`Amico, A. (1958) The canine teeth: Normalfunctional relation of the natural teeth of man. *Journal of South Califonia Dental Association* 26:1-7.
54. Chapman, R.J. (1989) Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence International* 20:473-80.
55. Wismeijer, D., van Waas, M.A. & Kalk, W. (1995) Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry* 74:380-4.

56. Mericske-Stern, R.D., Taylor, T.D. & Belser, U. (2000) Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research* 11 (Suppl 1):108-25.
57. Misch, C.E.& Bidez, M.W. (1994)Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium* 15:1330-1344.
58. Misch, C.E. (1999a) Occlusal considerations for implant supported prostheses. In: Misch, C.E., eds. *Contemporary Implant Dentistry*, 2nd edition, 609-628. St. Louis: Mosby.
59. Beyron H.L. (1969) Optimal occlusion. *Dental Clinics of North America* 37:537-554.
60. Weinberg, L.A. (1998)Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dentistry* 7:277-85..
61. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Lundeen, H.C., Brehnan, K., Walsh, E.K., Sinkewiz, S.L. & Ginsberg, S.B. (1981) Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. *Journal of Prosthetic Dentistry* 46:561-7.
62. Engelman, M.J. (1996) Occlusion. In: *Clinical decision making and treatment planning in osseointegration*, 1st edition 169-176.Chicago: Quintessence publishing Co.
63. Hobkirk, J.A. &Brouziotou-Davas, E. (1996) The influence of occlusal scheme on masticatory forces using implant stabilized bridges. *Journal of Oral Rehabilitation* 23:386-91.
64. Wennerberg, A., Carlsson, G.E. & Jemt, T. (2001) Influence of occlusal factors on treatment outcome: a study of 109 consecutive patients with mandibular implant-supported fixed prostheses opposing maxillary complete dentures. *Rivista Internazionale di Odontoiatria Protesica* 14:550-5.
65. Reilly, D.T. & Burstein A.H. (1975)The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics* 8:393-405.
66. Kaukinen, J.A., Edge, M.J. & Lang, B.R. (1996) The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76:50-5.
67. Dario, L.J. (1995) How occlusal forces change in implant patients: a clinical research report. *Journal of the American Dental Association* 126:1130-3.
68. Taylor, T.D. (1991) Fixed implant rehabilitation for edentulous maxilla. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13:539-45.
69. Rodriguez, A.M., Aquilino, S.A. & Lund, P.S. (1994)Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 2. *Journal of Prosthodontics* 3:114-8.
70. Lang, B.R. & Razzoog, M.E. (1992) Lingualized integration: tooth molds and an occlusal scheme for edentulous implant patients. *Implant Dentistry* 1:204-11.
71. Curtis, D.A., Sharma, A., Finzen, F.C. & Kao, R.T. (2000) Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *Journal of the California Dental Association* 28:771-9.
72. Wennerberg, A. & Jemt, T. (1999)Complications in partially edentulous implant patients: a 5-year retrospective follow-up study of 133 patients supplied with unilateral maxillary prostheses. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 1:49-56.
73. Belser, U.C., Mericske-Stern, R. Bernard, J.P. & Taylor, T.D. (2000) Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clinical Oral Implants Research* 11(Suppl 1):126-45.
74. Misch, C.E. (1993) Occlusal considerations for implant supported prostheses. In: Misch, C.E., eds. *Contemporary Implant Dentistry*, 1st edition, 705-733. St. Louis: Mosby.
75. Naert, I.E., Duyck, J.A., Hosny, M.M. & Van Steenberghe, D. (2001) Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clinical Oral Implants Research* 12:237-44.
76. Misch CE. (1999b)Endosteal implants for posterior single tooth replacement: alternatives, indications, contraindications, and limitations. *Journal of Oral Implantology* 25:80-94.
77. Balshi, T.J., Hernandez, R.E., Pryszlak, M.C. & Rangert, B. (1996) A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11:372-8.
78. Becker, W. & Becker, BE. (1995) Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 7:51-5.
79. Chang, T.L., Roumanas, E., Jovanovic, S.A. & Beumer III, J. (2002) Prosthetic aspects of dental implants. In: Newman, M.G., Takei, H.H. & Carranza, F.A., eds. *Carraza`s clinical periodontology*. 9th edition, 922-930. Philadelphia, London, New York, St. Louis, Sydney, Tronto: W.B. Saunders Co.
80. Zarb, G.A. & Schmitt, A. (1990)The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the

Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *Journal of Prosthetic Dentistry* 64:185-94.
81. Jemt, T. & Lekholm, U. (1993) Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8:635-40.
82. Cooper, L. & Moriarty, J. (1997) Prosthodonticand periodontal considerations for implant-supported dental restorations. *Current Opinion in Periodontology* 4:119-26.