

투고일 : 2013. 4. 15

심사일 : 2013. 4. 18

게재확정일 : 2013. 4. 22

임플란트 고정성 보철물의 교합적 고려사항

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

이 규 복

ABSTRACT

Considerations of Occlusion for Implant-Supported Fixed Protheses

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook national university
Kyu-bok Lee, DDS, Ph.D

The proper occlusal design is one of the most important factors for the long-term success. The purpose of this research is to investigate and define occlusal considerations to reduce failure of implant-supported fixed protheses. The physiological movement of implants is markedly lower than that of natural teeth and they also lack in occlusal sensitivity. Proper occlusal pattern may be assigned to compensate for the biological disadvantages and occlusal contacts must be formed where the cantilever effect is minimized. Moreover, the long-term success can be assured by reducing early occlusal loading to avoid implant overloading and selecting appropriate occlusion material.

Key words : Implant-supported fixed protheses, Implant biomechanics, Implant protected occlusion

I. 서론

임플란트의 성공을 위해서는 올바른 외과적 수술과 보철적 수복이 모두 중요하겠지만, 그중에서도 특히 하중에 의한 응력 집중을 감소시킬 수 있는 적절한 교합의 설계가 임플란트의 장기적인 성공을 결정짓는 중요한 요건의 하나이다.^{1, 2)}

그동안 많은 선학들의 연구를 토대로 볼 때 교합의 과부하가 임플란트 실패와 직접적인 상관관계가 있으며, 충분한 치조골의 양이나 형태, 치주건강 만큼이나 적절한 교합의 부여가 골-임플란트 계면에 가해지는

응력을 최소화함으로써 실패위험을 줄일 수 있다는 것은 잘 알려진 사실이다.^{3, 4)}

이에 임플란트 지지 고정성 보철물의 장기적 성공을 위해 고려해야 할 사항들을 교합적 관점에서 알아보고자 한다.

II. 자연치와 임플란트의 생역학적 비교

고정성 임플란트 보철치료를 받은 환자의 하악 운동 및 저작 습관은 자연치를 가진 환자들과 크게 다르지 않

다^{5, 6)}. 그럼에도 불구하고 임플란트가 가지는 구조적 한계 때문에 자연치와 동일한 교합을 부여하는 것에는 많은 제약이 따른다.

자연치의 경우 치주인대, 신경 혈관 복합체, 주위 골질 등이 유기적으로 작용하여 교합 과부하의 위험을 미리 알리고, 하중을 흡수하여 그 위험을 감소시킨다⁷⁾. 그러나 임플란트의 경우 하중이 직접적으로 골에 전달되면서도 감각신경의 부재로 외상성 교합에 대한 인지력이 떨어지는 것이 사실이다. 또한 외상성 교합에 의해 생긴 동요도는 자연치와 달리 그 원

인을 제거하여도 쉽게 회복되지 못해 실패로 이어질 가능성이 더욱 높다(표 1).

1. 생리적 동요도의 차이

건강한 자연치의 생리적 이동량은 수직적으로는 8~28 μm , 수평적으로는 56~108 μm 정도이다^{7, 8)}. 반면, 임플란트의 경우 수직적으로 3~5 μm , 수평적으로 10~50 μm 에 불과하다⁹⁾(그림 1).

이를 단순히 수치적으로 비교하더라도 임플란트의

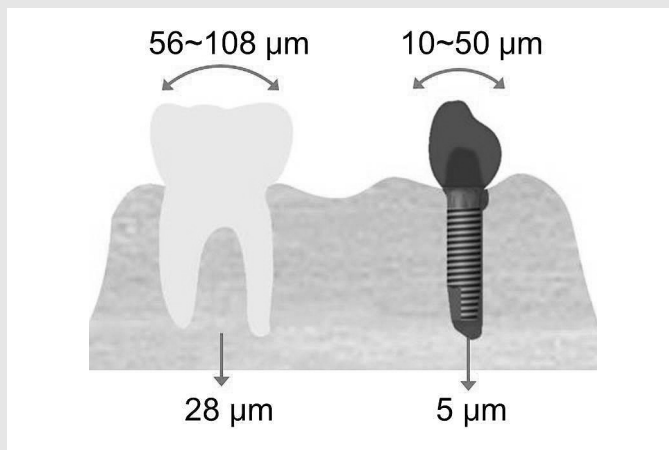


그림 1. 자연치와 임플란트의 생리적 동요도의 차이

표 1. 자연치와 임플란트의 특징적 차이점

	자연치	임플란트
주위조직	치주인대	골유착
하중에 대한 반응	총격흡수 및 응력분산 기능	주위골에 응력 집중
하중에 대한 이동패턴	1차적 : 즉각적인 이동 2차적 : 점진적 이동	즉각적 초기 이동 없이 점진적 이동
측방압에 대한 받침점	치근단 1/3	치조골정
수직적 이동량	8 to 28 μm	3 to 5 μm
수평적 이동량	56 to 108 μm	10 to 50 μm
직경	크다	작다
과하중에 대한 반응	법랑질 마모, PDL thickening, 치경부 abfraction	나사폴림, 나사파절, 골흡수, 임플란트 몸체나 보철 부속의 파절
교합인지력	높다	낮다

임상가를 위한 특집 1

2~5배에 달하는 자연치의 이동량을 보상하는 교합을 임플란트 보철물에 형성해주어야 한다. 즉 임플란트와 임플란트 간의 교합을 예를 든다면, 자연치 간의 교합과 비교하여 수직적으로 1/10 정도의 양 밖에 이동하지 않을 수도 있다는 이야기가 되며, 인접한 자연치의 56 μ m(28+28)의 수직이동량을 감안하여 임플란트 교합을 낮추어야 한다는 것이다.

또한, 작은 하중에도 즉각적인 반응을 보이는 자연치와 달리 임플란트는 순간적인 초기 이동이 거의 없다는 것을 감안한다면 더욱 교합에 주의를 기울여야 할 수밖에 없다(그림 2).

2. 교합 인지 능력의 차이

자연치는 서로 교합하고 있을 때 약 20 μ m 정도의 간섭을 인지할 수 있다(이런 이유로 우리는 교합검사 시 약 10 μ m 내외의 두께인 Shimstock을 사용하여 교합의 긴밀성을 판단한다). 이에 비해, 자연치와 임플란트 교합에서는 48 μ m, 임플란트끼리의 교합에서는 64 μ m로 그 인지력이 떨어진다^{10, 11}.

따라서 임플란트는 초기 접촉이나 교합간섭에 대한

반응이 떨어져 유해한 응력을 피하기 어려우므로 자연치와 동등한 교합관계를 부여하는 것은 무리가 있다.

3. 직경의 차이

일반적으로 식립되는 임플란트의 직경은 자연치의 치경부와 비교하여 작다. 따라서 교두부위의 접촉점이나 변연용선에서의 접촉은 하중을 임플란트의 중심으로 전달하지 못하고 캔틸레버 효과를 일으킨다²⁾. 특히 근원심으로 폭이 큰 대구치의 경우 캔틸레버 하중을 증가시키게 되고, 금속으로 지지되지 않는 도재부위의 파절이나 나사풀림 등을 야기하는 원인이 된다. 이러한 이유로 자연치와 동일한 면적의 교합을 형성하는 것 또한 쉽지 않다.

Ⅲ. 임플란트 보철수복 시 고려사항

1. 교합양식

고정성 임플란트 보철수복의 교합양식은 기본적인

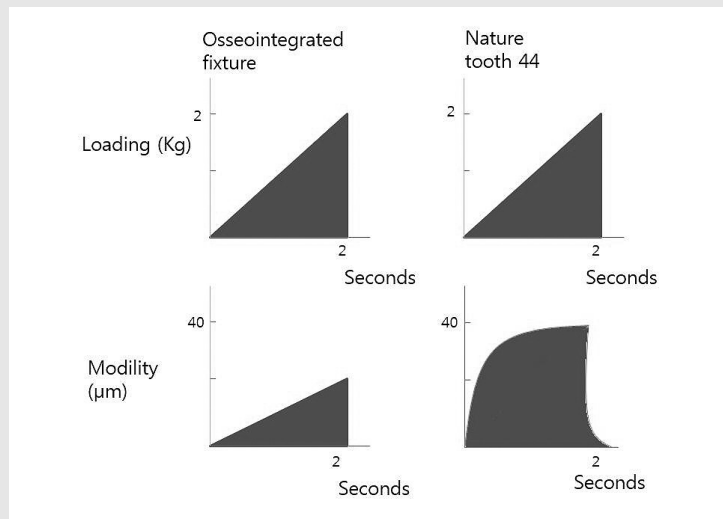


그림 2. 하중하의 임플란트와 자연치의 운동 특성

로 자연치의 교합양식인 상호보호교합(Mutually protected occlusion)을 따른다. 즉 구치부 임플란트는 측방운동 시 작업측, 비작업측 모두 이개되어 교합간섭이 없어야 하며, 전치부 임플란트는 전방운동 시 전치유도가 가능하게 하여 구치를 이개시켜야 한다. 단, 전치부 임플란트의 유도각은 가능한 약하게 함으로써 측방압을 줄일 수 있어야 하겠다. 다만, 견치 단일 임플란트의 경우에는 인접한 측절치나 소구치를 이용하여 측방력을 분산시켜야 한다. 임플란트 보철의 이러한 교합양식을 특별히 임플란트 보호교합(Implant protected occlusion)이라 부르기도 한다⁴⁾.

2. 교합접촉점의 위치

위에서도 살펴보았듯이 임플란트의 직경은 5mm 내외로 임플란트 직경 내에 중심와가 위치되고 그 중심와를 가능한 벗어나지 않는 곳에서 교합접촉이 이루어져야 한다.

교합테이블이 넓고, 협설측이나 변연용선 쪽으로 벗어난 교합접촉은 캔틸레버 효과로 오프셋 하중을 유발하므로 피해야 한다. 그러나, 인접한 두 개의 임플란트가 연결된 경우라면 변연용선에서의 교합접촉은 불리한 하중을 유발하지 않고 응력을 분산시킬 수 있으며, 하방의 금속구조가 도재파절의 위험을 감소시킬 수 있다. 이것이 인접한 임플란트를 연결하는 것이 추천되는 이유이기도 하다.

3. 중심교합위에서 교합압의 정도

자연치아의 생리적 수직 이동량(8~28 μ m)을 고려하여 가벼운 교합 시 임플란트 보철물에서는 Shimstock(8~12 μ m)이 가벼운 저항감을 느끼며 빠지거나(주로 자연치와 임플란트가 대합되는 경우) 또는 저항없이 빠져야(주로 임플란트끼리 대합되는 경우) 한다. 이때 가벼운 교합접촉이란 인접한 자연치에

서 Shimstock이 빠지지 않는 최소의 교합압이라 생각하면 되겠다. 반면 강한 교합, 즉 자연치의 허용 최대 수직이동량에 가까울수록 인접치와 마찬가지로 임플란트 보철물에서도 Shimstock이 빠지지 않게 조정한다.

4. 교합면 재료

보철물의 교합면 재료의 선택기준은 강도, 마모도, 심미성, 정밀도 등 여러 가지가 있지만, 임플란트 보철물의 경우 앞서 이야기한 것과 같이 자연치와는 다른 특성을 가지기 때문에 특히 교합하중을 얼마나 잘 견디느냐가 중요한 선택 조건이라 생각된다. 완충효과를 생각하면 레진이 가장 추천될 만하고, 심미성을 고려한다면 도재가 추천되어 왔다. 그러나, 레진은 마모저항성이 매우 낮고 저작효율도 떨어져 적합하지 못하고^{13, 14)}, 도재의 경우 장기적으로 볼 때 파절 위험성이 증가한다¹⁵⁾. 이와 같은 이유로 금 교합면이 가장 선호되어 왔으나 고비용, 비심미성 등의 이유로 사용이 점차 줄어들고 있다.

다행히 임플란트 보철수복 재료로서 금과 도재를 대체할 수 있는 강도와 마모도를 가지면서도 동시에 심미성을 갖춘 지르코니아의 등장으로 새로운 가능성을 열고 있다¹⁶⁾. 더욱이 캐드캠을 활용한 재현가능한 정밀도의 증진으로 기존의 전통적인 수복물보다 더욱 정확하고 심미적인 수복이 가능해지고 있다(그림 3). 최근에는 교합력이 많이 가해지는 구치부의 경우 monolithic zirconia 를 이용한 보철치료가 많이 이루어지고 있으며, 과거 수복물의 단점을 상당부분 개선시키고 있다.

비록 아직은 장기간의 성공률에 대한 고찰이 부족하며, 저온열화에 따른 내구성, 마모도, 자연스러운 투명감 등에 있어 많은 연구가 행해지고 있는 중으로 기존의 재료를 충분히 대체하기에는 논쟁의 여지가 있다^{17, 18, 19)}. 그러나, 지르코니아의 상변이가 나타나는 깊이가 얇고²⁰⁾, 대합치에 대한 마모도는 기존의 도재보

임상가를 위한 특집 1

다 낮으며²¹⁾, 고연마된 지르코니아의 투명도가 비니어링된 경우보다 더 우수하게 나타나는¹⁸⁾ 연구결과를 볼

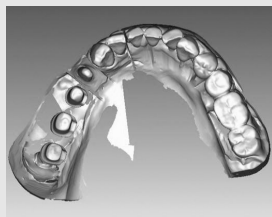
때 현재 논쟁중인 불확실성은 가까운 미래에 해소될 수 있으리라 여겨진다.



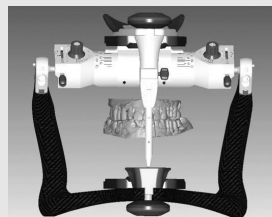
그림 3-1. 60세 여자환자로 좌측 상하악 구치부의 보철수복을 위해 내원하였다. 치료계획으로 #24, 34 부위는 지르코니아 코핑을 이용한 All-ceramic crown, #25, 26 부위는 Monolithic zirconia crown, #35, 36, 37 부위는 환자 맞춤형 지대주를 이용한 Monolithic zirconia bridge로 수복하기로 하였다.



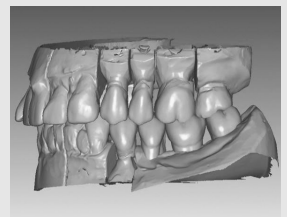
상악 지대치 스캔



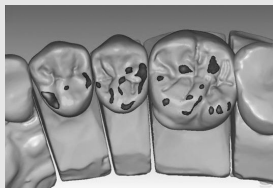
하악 지대치 스캔



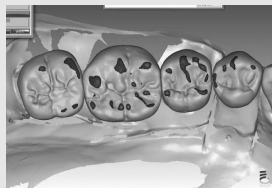
교합 관계 설정



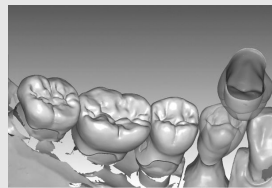
치아 배열



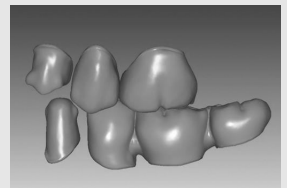
상악 모델링



하악 모델링



Cut-back (#24, 34)



최종 디자인

그림 3-2. 치아삭제 및 인상채득 후 작업모형을 스캔하고 Ceramill® CAD/CAM 시스템을 이용하여 보철물을 디자인하는 과정

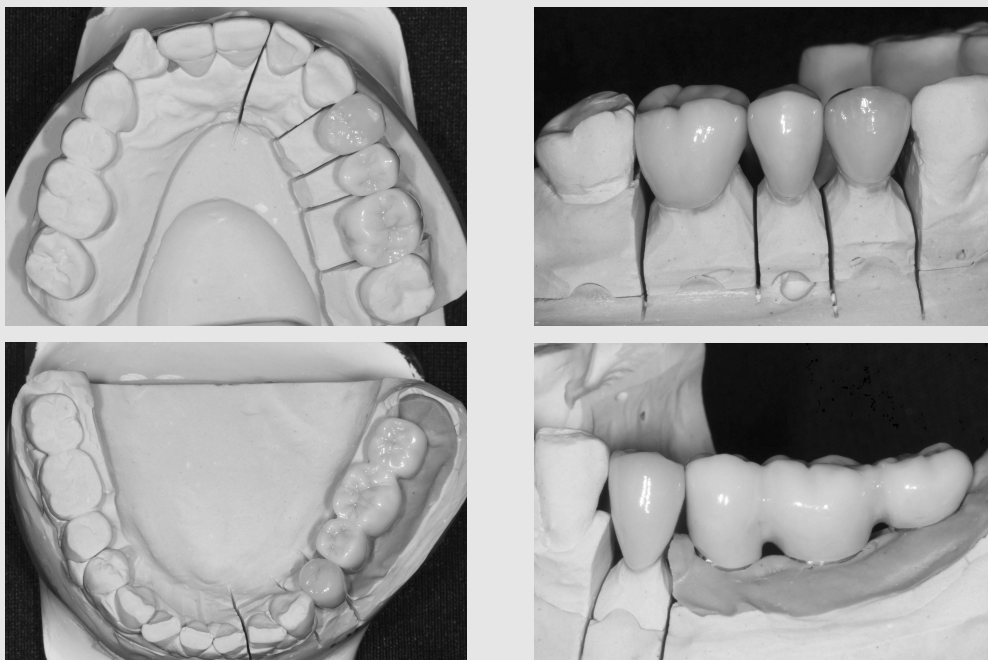


그림 3-3. Ceramill® CAD/CAM 시스템을 이용하여 완성된 보철물



그림 3-4. 최종 보철물 합착 후 구내 사진

- #24, 34 : 지르코니아 코핑을 이용한 All-ceramic crown
- #25, 26 : Monolithic zirconia crown
- #35, 36, 37 : Monolithic zirconia bridge with customized abutments

IV. 결론

임플란트는 구조적으로 생리적 동요도, 교합인지능력, 직경 등에 있어 자연치와 분명히 다른 차이를 가지므로 인해 고정성 보철물의 교합 형성에 자연치와는 다른 관점에서의 접근이 필요하다. 자연치의 상호보

호교합을 바탕으로 하는 임플란트 보호교합을 부여하는 것이 바람직하며, 교합접촉점의 위치와 교합압의 정도에도 세심한 주의가 필요하겠다. 또한, 교합재료에 있어서도 심미성이나, 내구성, 마모도 등 다양한 영향인자를 고려한 신중한 선택이 장기적인 성공률을 보장해 줄 것이라 생각된다.

참 고 문 헌

1. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-44.
2. Misch CE, Bidez MW. Occlusion and crestal bone resorption: etiology and treatment planning strategies for implants. In McNeil C, editor: *Science and practice of occlusion*, Chicago, 1997, Quintessence.
3. Isidor F. Loss of osteointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:43-152.
4. Misch CE, Bidze MW. Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Contin Dent Educ* 1994;15:1330-1343.
5. Jemt T, Lindquist L, Hedegard B. Changes of the general chewing pattern in complete denture wearers after insertion of bridges on osseointegrated oral implants in the lower jaw. *Proceedings of the Symposium on Prosthetic Reconstructions on Osseointegrated Implants*. Goteborg, Sweden, 1983, pp. 143-150.
6. Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I. Effect of osseointegrated implants in the coordination of masticatory muscles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2000;84:185-193.
7. Muhlemann HR, Savdirl S, Rakeitshak KH. Tooth mobility: its cause and significance. *J Periodontol* 1965;36:148-153.
8. Parfitt GS. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 1960;39:608-618.
9. Sekine H, Komiyama Y. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In van Steenberghe D, editor: *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction*, Amsterdam, 1986, Elsevier.
10. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of oral tactile function by means of teeth or implant support prostheses. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:75-80.
11. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparison between threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:549-554.
12. Misch CE. Occlusal considerations for implant supported prostheses. In "Contemporary Implant Dentistry" 2nd ed, Misch CE ed, Mosby, St. Louis, 1999, pp. 609-628.
13. Shultz AW. Comfort and chewing efficiency in dentures. *J Prosthet Dent* 1951;65:38-48.
14. Hudson JD, Goldstein GR, Georgescur M. Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent* 1995;74:647-654.
15. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations, In Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson TA, editors: *Tissue integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, 1985, Quintessence.
16. Futoshi komine, Markus B. Blatz, Hideo

참 고 문 헌

- Matsumura. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Science* 2010;52(4):531-539.
17. Lee TH, Lee SH, Her SB, Chang WG, Lim BS. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *J Biomed Mater Res Part B* 2012;100B(5):1334-1343.
18. F Beuer, M Stimmelmayer, JF Gueth, D Edelhoff, M. Naumann. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials* 2012;28:449-456.
19. PE Spyropoulou, EC Giroux, ME Razzoog, RE Duff. Translucency of shaded zirconia core material. *J Prosthet Dent* 2011;105:304-307.
20. Alhazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics* 2012;21:363-369
21. YS Jung, JW Lee, YJ Choi, JS Ahn, SW Shin, JB Huh. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010;2:111-5