한국정밀공학회지 제23권 제 2호 (2006년 2월)
Journal of the Korean Society of Precision Engineering Vol. 23, No. 2, February 2006

◆특집◆ 의용생체역학

새로운 개념의 임플란트 완충고정술

윤용산*

New concept - Buffered Fixation of Implants

Yong-San Yoon*

Key Words : Implant(임플란트), Buffer(완충재), Joint(관절), Resurfacing(표면치환), Tooth(치아), Taper(쐐기), Osseointegration(골융합)

1. 서론

골격용 임플란트(skeletal implant)란 인체의 골격 기능을 보완하기 위해 인체 내에 삽입하는 인공물로 Fig. 1과 같이 인공관절, 인공 치아 및 뼈를 고정하기 위해 사용하는 체결장치 등이 이에 해당된다. 각종 질병이나 사고, 노화로 인하여 관절 기능에 이상이 발생하였을 경우 임상적인 치료법의 하나로 임플란트 시술법이 널리 사용되고 있다. 또한 인구의 고령화 추세 및 복지의 향상 등으로 인해 치과용 및 정형회과 용의 임플란트에 대한 수요는 꾸준히 증가하고 있는 추세이나 아직 한번 시술로 평생 사용가능한 임플란트는 없는 실정이다.

현재 사용되고 있는 임플란트가 제한적인 수명을 가지고 있는 가장 큰 이유는 뼈와 임플란트 연계면(bone-implant interface)이 지속적인 결합을 유지하지 못하는 데 있다. 기존의 연구 결과에 따르면 뼈와 임플란트의 연계면이 지속적인 결합을 하지 못하는 데는 응력 집중, 미세 입자의 침투, 및 미세 상대운동 등에 의한 연계면에서의 연조직(soft tissue)의 형성과 응력 차단(stress shielding)에 의한 뼈의 부실 등이 주요 이유로 알려져 있다.[1-4] 특히 65세 미만의 환자의 경우, 뼈의 지속적인 재형성(remodeling)으로 인하여 뼈-임플란트 연계면에서 연조직이 형성될 가능성이 매우 높으며 결국 임플란트가 조기에 뼈로부터 이탈되는 요인이 된다.

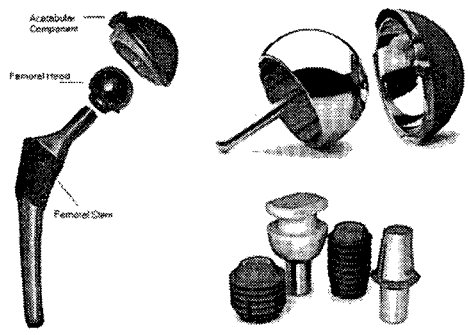


Fig.1 Various kinds of skeletal implants

따라서 임플란트의 수명을 극대화하기 위해서는 뼈-임플란트 연계면에서의 연조직 발생을 억제하며 뼈와 임플란트간의 지속적인 골융합을 유지하는 것이 바람직하고 그러기 위해서는 연계면은 다음과 같은 조건들을 반드시 구비하여야한다.[5]

* 한국과학기술원 기계공학과
Tel : 042-869-3022, Fax : 042-869-3210
E-mail : ysyoon@kaist.edu

1) 생체 적합 연계면
2) 거친 표면
3) 적절한 연계면 응력
4) 연계면 상대운동 최소화

첫 번째로 골융합을 유도할 수 있는 생체 친화적 재료를 사용하여야 한다. 현재 가장 많이 사용되고 있는 골시멘트(bone cement), 티타늄 합금, 코발트-크롬 등의 경우 생체친화성이 많이 떨어진다. 따라서 순수 티타늄을 사용하거나 혹은 PEEK 등의 생체 친화적 플라스틱의 사용, 또는 표면에 HA(hydroxy-apatite) 코팅을 하는 것이 생체적합성을 높일 수 있는 방법으로 제시되고 있다.[6] 두 번째로는 임플란트 표면을 거칠게 하여 친수성을 극대화시키고, 마찰계수를 최대화하여 임플란트와 뼈와의 상대적인 움직임을 억제하며, 뼈와의 융합이 쉽게 떨어지지 않도록 하여 골융합이 용이하게 유지되도록 하여야 한다. 셋째로는 뼈의 표면에 압축응력이 크게 작용되어 마찰력으로 미끄럼을 예방하고, 하중변화에 따른 인장 분리의 가능성을 최소화하며, 또한 이물질의 침투를 억제하여야 한다. 넷째로는 인공관절 시술 후에도 인공관절이 뼈의 재형성에 의한 형상변화에 적응할 수 있어야 하며 또한 임플란트의 움직임을 적절히 흡수하여 뼈와 직접 접촉하는 부위에서는 뼈-임플란트의 상대 미끄럼 운동이 최대한 억제되어야 한다.

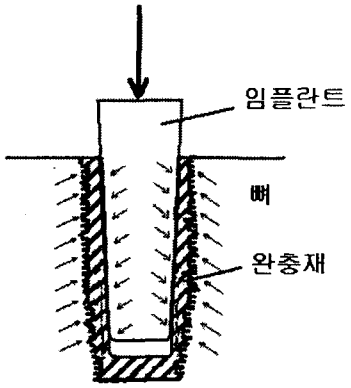


Fig. 2 Buffered fixation of implant

그러나 기존의 임플란트 고정술들은 어떠한 것도 위의 네 가지 조건을 제대로 만족시켜주는 것이 없어 충분한 임플란트의 수명을 기대할 수 없다.

2. 완충고정술

기존의 임플란트 고정술들의 문제점을 해결하기 위하여 Fig. 2와 같은 새로운 방식의 임플란트 고정술을 제안한다. 본인이 처음으로 제안하는 임플란트 고정술은 쐐기형의 임플란트 표면에 충분한 강성과 강도를 갖고 거친 표면을 가진 생체친화적인 재킷을 완충재로 사용하는 방식이다. 이 때 완충재가 뼈에 제대로 압착이 되기 위해서는 임플란트와 완충재 및 골 조직 사이에 다음과 같은 관계가 성립해야 한다:

$$\mu_{ib}\ \sigma_{ib} < \mu_{ob}\ \sigma_{ob}$$

여기서

μ_{ib} = 임플란트와 완충재간의 마찰계수

σ_{ib} = 임플란트와 완충재간의 압축응력

μ_{ob} = 뼈와 완충재간의 마찰계수

σ_{ob} = 뼈와 완충재간의 압축응력

위의 식은 어떤 요인에 의하여 임플란트가 내려앉는 경우에, 뼈와 완충재 사이의 마찰력이 완충재와 임플란트 사이의 마찰력보다 커야 완충재와 뼈 사이의 미끄럼 운동이 예방될 수 있음을 의미한다. 이와 같은 조건을 만족하는 임플란트 고정은 시술 후 지속적으로 뼈와 임플란트 사이의 견고한 고정을 유지할 수 있게 한다.

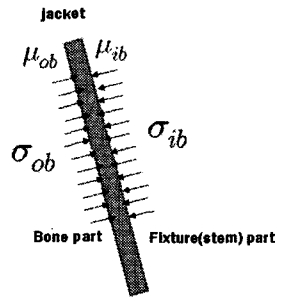


Fig. 3 Principle of buffered fixation

이러한 새로운 완충고정 시스템은 앞서 제시한 네 가지의 골융합 조건들을 잘 만족하고 있다. 즉 완충재의 재료로서 HA 코팅된 PEEK 등의 생체친화적인 재료를 사용하여, 완충재는 뼈를 보호함과 동시에 골융합을 이루게 된다. 그 뿐 아니라 거친 표면의 재킷을 사용하여 골융합을 더욱 용이하게 이루어지도록 한다. 또한 완충재는 뼈가 재형성으로 형상이 변하여도 쐐기형상에 의해서 달라진 형상에 잘 적응할 수 있게 된다.

쐐기 고정의 개념은 영국의 Exeter 임플란트에 유래한다. 1969년에 스테인리스강으로 만들어진 표면이 매끄러운 고관절 임플란트가 시멘트로 고정하는 것으로 도입되었으나, 재료의 발달에 힘입어 피로강도에 덜 구애를 받음으로서, 표면이 거친 임플란트가 1976년에 도입되었다. 그러나 거친 표면으로 시멘트와의 견고한 고정을 예상한 임플란트는 기대와 달리 조기에 파손되는 나쁜 결과들을 보여주었다. 이런 이유로 1986년에 다시 표면이 매끄러운 임플란트로 되돌아갔으며, 그 이후로 지금까지 아주 만족스러운 결과를 보여 주고 있다. 즉, 매끄러운 표면의 임플란트가 시멘트층 내부에서 쐐기의 효과를 가지고 뼈와 훌륭한 고정을 이루고 있음을 알게 되었다. 그러나 시멘트가 인장에 약함으로 아직도 시멘트의 파손이 문제점으로 되어있다.

따라서 인장에 강하고 생체친화적인 PEEK와 같은 완충재를 임플란트 고정에 도입함으로써 완충재의 파손을 걱정할 필요 없이 쐐기효과에 의하여 지속적인 골융합을 유지하고 또한 뼈의 건강상태를 보호함으로써 임플란트의 분리에 의한 임플란트의 조기 실패를 예방할 수 있다. 아래에 이러한 완충고정법을 이용하여 각종 임플란트의 고정에 응용 가능함을 보여주고자 한다.

3. 인공고관절 전치환술에의 응용

3.1 인공고관절 전치환술

인공 고관절 전치환술이란 손상된 고관절을 인공관절로 대체하는 수술을 말한다. 인공 고관절 전치환술은 1960년대 Charnley[7-8]에 의해 처음 행해진 이후, 오늘날 국내에서는 연간 1만 5천여 건[9], 전 세계적으로는 연간 약 130만 건 이상 시술되고 있는[10], 역사상 가장 성공적인 치료법 중 하나로 평가받고 있다.

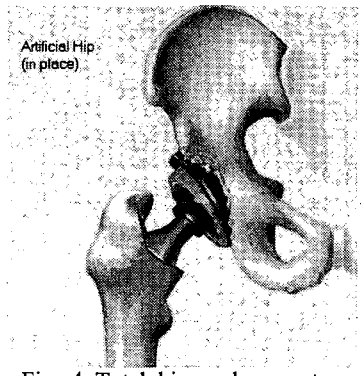


Fig. 4 Total hip replacement

3.2 기존의 인공 고관절

현대의 인공 고관절은 1960년대에 영국의 Charnley에 의해서 처음 개발된 이후 여러 가지 문제점들을 개선해 나가면서 발전했다. 1970년대에는 취약한 시멘트를 사용하는 대신에 표면을 거칠게 만든 인공관절이 보급되었다. 이런 종류의 인공관절은 시멘트를 사용하지 않고 인공관절을 뼈에 꼭 끼워 넣어 초기 고정을 하고 뼈가 인공관절의 다공질 표면에 성장하여 들어가는 골융합을 시도하였다. 이와 함께 시멘트의 개선도 1980년대 이후 꾸준히 연구되어 현재는 양쪽의 방식이 함께 사용되고 있다.

현재 사용되고 있는 고관절 임플란트는 크게 시멘트를 사용하는 방식(Fig. 5a)과 시멘트를 사용하지 않는 방식(Fig. 5b)으로 나누어 질 수 있다.

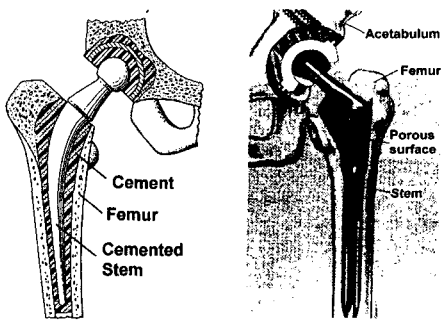


Fig. 5 (a) Cemented and (b) cementless hip implants

이 중 시멘트를 사용하는 방식은 다시 주대의 표면

이 거친 것과 매끄러운 것으로 나누어 질 수 있다. 시멘트를 사용하는 방식은 일반적으로 시멘트의 생체부적합성에 뼈가 비교적 둔감한 65세 이상의 노인들을 대상으로 하며 뼈 조직의 재형성이 활발한 젊은 층에게서는 좋은 결과를 얻지 못한다. 주대 표면이 거친 임플란트는 시멘트와 견고한 접착에 의해 고정을 이루는 방식이고 표면이 매끄러운 후자는 쐐기 효과를 이용해 고정을 시키는 방식이다. 두 방식 모두 시멘트를 사용하기 때문에 초기 고정이 매우 우수하다는 장점을 가지고 있으나. 시멘트 자체가 생체적합성이 떨어지고, 인장응력에 취약하며, 시멘트의 접착력이 미흡하고, 시멘트 응고 시에 발생하는 열이 뼈를 손상시킬 수 있다는 단점을 가지고 있다.

Fig. 5b에서 보여주고 있는 것은 무시멘트 인공고관절이다. 1980년대 등장한 무시멘트 인공고관절은 표면을 거칠게 처리하여 인공관절이 뼈와 직접 결합을 하게 된다. 뼈 조직의 생성에 의해서 주대와 뼈 간의 강한 고정이 이루어지게 때문에 뼈 의 재형성이 활발한 젊은 사람에게 주로 시술이 된다. 그러나 무시멘트 인공관절의 경우 시술 초기에 근위부분에서 응력차단현상이 생길 수 있고, 뼈와 임플란트 연계면으로 마모 등에 의한 미세입자가 침투하여 연조직을 발생시키며[11] 근위부의 뼈를 약화시키고 그로인해 임플란트가 이완될 수 있고, 뼈와 임플란트가 직접 결합을 하기 때문에 재수술이 매우 어렵다는 단점이 있다. 또 임플란트의 움직임에 의해서 원위부분에 고통을 유발[12] 할 수도 있다.

현재 이 두 가지 방식 모두 비교적 긴 수명(15년 기준)을 보여주고 있으나, 아직 한번 시술로 영구적으로 사용할 수 있는 임플란트는 존재하지 않고 있고, 재수술이 빈번히 이루어지고 있는 실정이다.

3.3 완충고정 인공 고관절

기존의 인공관절의 단점을 보완하기 위해서 본 연구에서는 새로운 방식의 고정술인 완충고정 방식을 제안했다. 새로운 방식의 임플란트 고정술은 Fig. 6에서처럼 주대 표면에 시멘트 대신에 시멘트보다 균일한 두께를 가지면서 보다 큰 강도를 갖는 얇은 재킷을 씌우는 방식이다. 이 방식을 통해서 시멘트 사용 방식에서 문제가 되었던 인장파손 문제를 해결할 수 있고 생체 적합한 완충재를 사용함으로써 시멘트의 독성이나 열로부터 뼈를 보호할 수 있다. 또한 시멘트를 사용하지 않는 방식의 문제점으로 지적되었던 재수술문제에서 훨씬 용이할 수 있고 인공 관절의 초기 안정성에서도 더 좋은 결과를 기대할 수 있다.

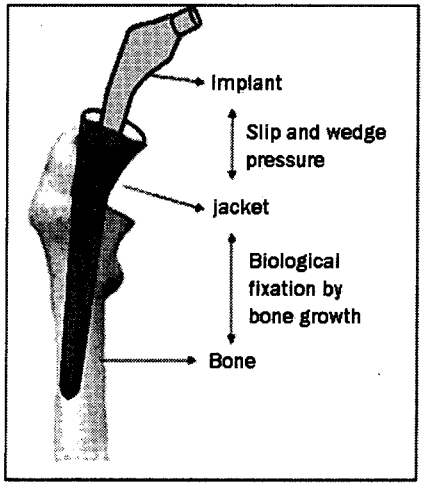


Fig. 6 Buffered hip implant

완충재를 이용한 방식은 압축응력을 이용하여 뼈의 활성화를 유도할 수 있고 압축에 의한 마찰력을 유도하기 때문에 인공관절과 뼈 사이의 미세움직임을 억제할 수 있다. 또한 인공관절과 완충재 사이의 미끄러짐을 허용함으로서 인공관절 시술 후의 뼈의 재형성에 적응할 수 있고, 재수술에도 용이한 장점을 지닌다. 또 재킷의 재질을 생체 친화적인 재료를 사용함으로써 재킷과 뼈 사이에 골-융합이 원활히 유도되어 생물학적 고정이 되도록 한다. 또 완충재가 뼈에 강하게 압착이 될 수록 마모입자가 연계면으로 들어올 가능성이 줄어들게 되므로 골 용해 현상이나 무균성 해리 등과 같은 인공관절 실패요인이 줄어들게 된다.

이와 같이 완충재를 인공관절 고정에 도입한 새로운 방식의 임플란트 고정술은 기존의 시스템보다 안정적이고 긴 수명을 가질 것으로 예상된다.

4. 골두 표면 치환 시스템에의 응용

4.1 골두 표면치환술

골두 표면치환 임플란트는 고관절 전치환술과는 달리 최소한의 뼈를 잘라내고 골두에 컵 형태를

씌움으로서 재생력을 갖고 있는 뼈를 최대한 유지하도록 하는 시술법이다. 골두 표면치환술은 골두에서의 하중을 정상상태와 비슷하게 유지할 수 있으며 재수술 시 뼈가 온전하게 남아 있어 유리하다는 장점을 가지고 있다. 골두 표면치환술은 1948년 Smith-Petersen, 1961년 Charnley 등에 의해 시술되었으며 최근까지 지속적으로 재료, 접합방법, 형상 등의 변화를 통해서 발전하고 있다[13].

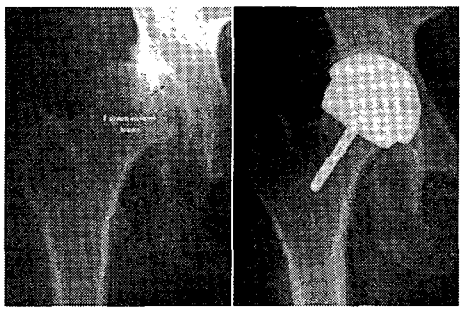


Fig. 7 Hip resurfacing surgery

전치환 수술에 비하여 골두 표면치환술은 뼈-임플란트의 연계면에서의 하중전달이 생리학적[14]이라 기대를 하였으나 예상과 다르게 그 결과는 만족스럽지 못하다. 골두에 씌운 컵의 아래 부분에서의 하중 집중 현상과 컵으로 씌운 골두 부분에서의 응력차단 효과와 그에 따른 골감소증 등이 대표적인 실패원인이 되었으며 뼈를 깎아낼 시에 골두로 이어지는 혈관이 파손되면서 골두가 괴사하는 경우도 빈번히 일어나고 있다.[15]

4.2 완충고정 골두 표면치환 시스템

표면치환술에서의 대부분의 실패요인은 전치환 수술과 같이 뼈-임플란트 연계면에서의 미세움직임, 응력의 편중된 분포 및 인장에 의한 분리 등에 기인하고 있는데 이러한 문제점들은 완충고정 골두 표면치환 시스템을 사용하여 연계면에서의 지속적인 골융합을 유지함으로서 개선할 수 있다. 즉 생체친화적인 완충 슬리브를 뼈와 금속 사이에 설치함으로써 슬리브가 뼈와 골융합을 이루게 유도하며 응력집중에 대해서 뼈를 보호하여준다. 그리고 쐐기 압축응력에 의하여 아래 테두리부분에서 인장에 의한 분리를 예방하며 외부에서 발생하는 마모입자들의 침투를 막을 수 있고 미세움직임도 현저하게 줄일 수 있다.[16-17]

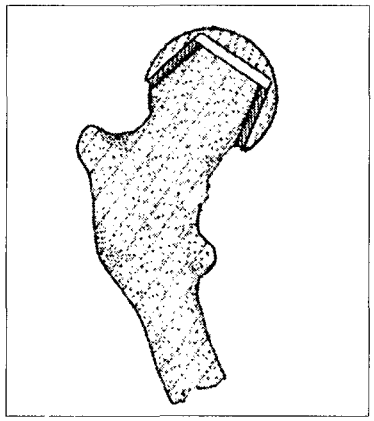


Fig. 8 Buffered resurfacing system

일반적으로 임플란트 시술 시, 뼈에 가해지는 미세한 손상들은 시술 후 임플란트의 침강과 같은 현상을 일으키게 된다. 또한, 뼈는 살아있는 조직이므로 계속적으로 재형성을 하여 임플란트와 뼈의 연계면은 계속 변화할 수밖에 없다. 그러나 완충슬리브와 금속 간에는 상대적인 미끄럼이 허용되고 슬리브와 뼈는 골융합이 되도록 함으로써 뼈의 형상 변화에도 유연하게 적응하여 지속적인 골융합을 유지할 수 있다.

5. 골두 나사 시스템에의 응용

5.1 골두 나사 시술법

대퇴골의 전자간 골절은 노인인구의 증가와 함께 많이 일어나고 있는 사고로서 골절 시 정확 골절정복과 확실한 고정을 하고 조기 보행을 가능하게 하고자 골두 나사 시술법을 사용한다. 골두 나사 시술법에는 압박고 나사, 근위 대퇴정 등의 시술법이 있으며 일반적으로는 압박고 나사의 시술결과가 좋다고 알려져 있으나 임상 결과로는 근위 대퇴정 시술법도 시도해볼 만한 좋은 방법으로 나타나고 있다.[18]

그러나 골두 나사를 사용하는 경우 나사 주위에 발생되는 응력 집중 현상은 뼈와 나사를 분리시키는 하나의 원인이 된다. 보고된 많은 임상결과에 따르면 임플란트의 나사 부분에서 헐거워지는 현상이 많이 나타나고[19] 이는 하중집중 현상이 원인이라고 분석하고 있다[20].

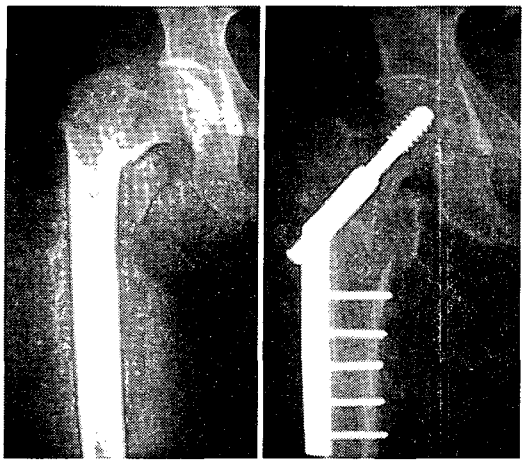


Fig. 9 Compression hip screw surgery

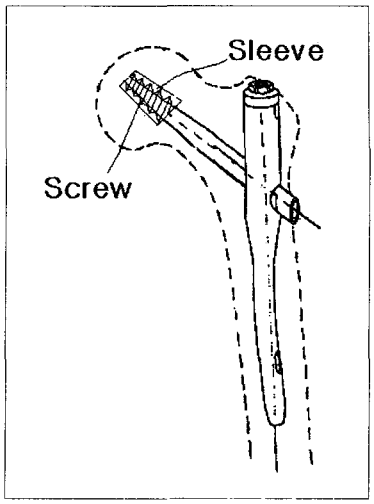


Fig. 10 Buffered hip screw system

5.2 완충고정 골두나사 시스템

나사에 슬리브를 사용하는 방식은 일상에서 마모에 약한 재료에 나사를 삽입하는 경우 많이 쓰이는 방식이다. 마모에 약한 재료에 나사를 삽입하는 경우 마모에 의해 구멍이 확장되어 나사가 헐거워지게 된다. 이 때, 생체친화적인 완충재를 넣고 나사를 삽입하면 완충재로 인하여 마모를 방지하고 나사산 끝단에서의 응력집중 현상을 줄일 수 있을 뿐 아니라 나사가 삽입될 시 완충재에 부가되는 잔존 팽창응력으로 인하여 뼈의 재형성과정에 따른 형상변화에도 어느 정도 적응하여 헐거워짐을 막을 수 있다. 특히 생체친화적인 재료를 사용하여 골융합을 유도함으로써 지속적인 기능을 유지할 수 있다.

슬리브를 사용하는 경우, 뼈에 구멍을 좀 더 크게 가공 할 수도 있으나, 충분한 강도의 완충 슬리브를 사용함으로써, 나산 산의 높이를 대폭 줄일 수 있어 결과적으로는 기존의 골두 나사 시스템보다 더 크게 뼈를 가공할 필요가 없다.

6. 인공 치아 고정 시스템에의 응용

6.1 인공치아 고정 시스템

치아 임플란트는 기존 치아가 빠진 부분에 뼈와의 융합성을 높인 금속으로 만들어진 인공치근을 턱뼈에 이식하여 뼈와의 골융합을 유도하여 고정시킨 후 이를 토대로 해서 상부구조를 끼워 넣음으로 본래 치아와 같은 기능을 할 수 있게 하는 시스템을 말한다.

치아 임플란트는 1980년대 Branemark의 골융합이란 개념 하에 티타늄 임플란트가 등장하였고[21], 이 임플란트가 높은 성공률을 보고한 것이 현대적인 치아용 임플란트의 시초가 되었다. 이 후 표면처리의 개선, HA코팅 등의 시술방법의 개선으로 인공 치아는 노령화나 치아질환을 앓고 있는 사람들에게 현재까지 자연 치아 대신에 사용되고 있는 어떤 종류의 보철물보다도 성능이 우수한 치아 대체 기능을 수행하고 있다[22].

현재의 인공치아 시술은 보통 2개의 과정으로 나누어지는데 1단계에는 Fig.11처럼 임플란트가 들어갈 부분의 잇몸을 열고 턱뼈의 정확한 위치에 (기초)임플란트를 넣고 잇몸을 다시 덮게 된다. 1단계 시술 이 후 몇 달이 경과한 후에 임플란트가 제대로 고정이 되면 잇몸을 열고 기둥을 연결하는 2차수술을 하게 되는 데 임플란트가 뼈에 고정된 것이 확인되면 보철물을 제작하게 되고 인상(본)을 뜨고 틀고 맞추는 등의 과정을 거쳐 최종 보철물을 끼워 넣게 된다.

성공적인 인공치아 이식술을 위해서는 인공치근을 이식할 부분의 뼈의 상태와 이식후의 골의 융합이 매우 중요한 요소가 된다. 현재 인공치아 시

술이 실패하는 요인 중에 가장 주요한 항목은 턱뼈에 끼워 넣은 나사주위에 발생되는 응력 집중현상으로 인해서 불균형한 응력이 작용되고 이론 인해서 뼈와 임플란트가 제대로 결합이 되지 않는 것이다. 이 경우 응력차단 현상에 의해 골-융해 현상까지 일어나 뼈의 양이 심하게 줄어들기도 한다. 이런 응력 불균형으로 인해 골과의 충분한 접촉면적의 확보가 어려워지고, 골과 임플란트가 강한 초기 고정을 얻을 수가 없게 됨으로써, 골 융해, 조기 헐거워짐, 통증 등이 발생하고 있다.

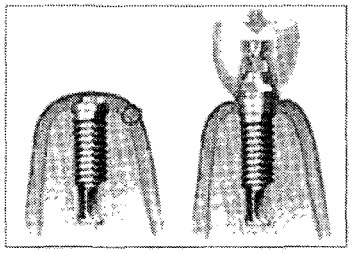
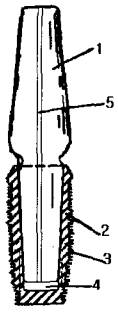


Fig. 11 Two-stage tooth implant surgery

6.2 완충고정 인공치아 시스템

이상에 기술한 문제점을 개선하기 위해서 치아용 임플란트 수술에도 완충고정식 임플란트를 사용할 수 있다. 즉 나사 방식을 이용하지 않고 쐐기압력에 의하여 임플란트를 골 조직에 고정시킴으로써 나사산 주위의 골 조직에 응력이 집중되는 현상을 방지하고 나사 골 주위의 응력차단 현상도 예방하며, 이물질이 뼈-임플란트 연계면에 침투하는 현상도 예방할 수 있다.



1: Strut
2: Buffer
3: Rough surface
4: Sliding gap
5: Pressure hole

Fig. 12 Buffered dental implant

또한 나사를 기존의 티타늄 합금보다 생체친화적인 PEEK 플라스틱의 완충재를 이용하여 치주를 뼈에 고정함으로써 응력집중으로부터 뼈를 보호하여 주고, 완충재는 뼈와 골융합을 지속적으로 유지하도록 한다. 더구나 뼈의 재형성에 따른 형상변화에도 완충고정 효과에 의하여 지속적으로 적응할 수 있으며 굳이 이단계의 수술을 필요로 하지 않는다. 물론 이 경우에도 완충재 표면에 HA입자를 사용하여 생체친화성을 더욱 향상시킬 수 있다.

7. 결론

기존의 임플란트 시스템들의 장단점을 간략히 살펴보고 새로운 완충고정법을 이용한 임플란트의 응용 예에 대해서 알아보았다. 완충재는 주로 압축응력을 받음으로 고강도의 재료를 요구하지 않음으로 비교적 쉽게 순수 티타늄, PEEK 등의 보다 생체 친화적 재료를 사용함으로써 쉽게 골융합을 이룰 수 있다. 또 임플란트의 표면을 다공질로 거칠게 하여 친수성을 극대화시킬 수 있으며 임플란트의 표면에 뼈가 압착이 되어 뼈와의 미세 움직임을 억제할 수 있으며 이물질의 침투를 막을 수 있다. 또한 뼈의 재형성에 의한 뼈의 형상변화에 유연하게 적응할 수 있다. 이러한 완충고정식 임플란트 시스템은 골융합 조건들을 잘 만족시키며 기존의 시스템에 비해서 뼈-임플란트 연계면의 골-융합을 지속적으로 유지하는데 큰 효과가 있을 것으로 생각된다.

후기

본 원고를 작성하는데 많은 도움을 준 대학원 과정 신현준군과 임경빈군에게 감사를 표합니다.

참고문헌

1. Engh, C.A. and Bobyn, J.D. "The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty," Clin. Orthop., Vol. 231, pp. 7-28, 1988.
2. Albrektsson, T. and Albrektsson, B., "Osseointegration of bone implants. A review of alternative mode of fixation," Acta Orthop Scand, Vol.58, p567, 1987.

3. Briitish orthopedic research society-JBJS, suppl IV 79B, p465, 1997.
4. Burke, D.W., Bragdon, C.R., O'Connor, D., "Dynamic measurement of interface mechanics in vivo and the effect of micromotion on bone ingrowth into a porous coated surface device under controlled loads in vivo Trans," 37th Annual ORS, Vol. 16, pp. 103, 1991.
5. Albrektsson, T., Carlsson, L.V., Morberg, P. and Wennergberg, A., "Direct Bone-Anchored Implants; With Special Emphasis on the Concept of osseointegration in Orthopedic Surgery," Bone Implant Interface, Mosby-year Book, Inc, 1994.
6. Capello, W.N. and Bauer, T.W., "Hydroxy apatite in orthopedic Surgery," Bone Implant Interface, by Mosby-year Book, Inc, 1994.
7. Charnley, J., "Total hip replacement by low friction arthorplasty," Clin. Orthop. Rel. Res., Vol. 72, pp. 7-21, 1972.
8. Charnley, "Acrylic Cement in Orthopedic Surgery," Williams and Wilkins, Baltimore, pp. 213-358, 1970.
9. Korea Health Industry Development Institute, "Medical device industry white book," 2004.
10. Oppenheim research, 11/2003.
11. Rush-Presbyterian-St., Luke's Medical Center, Chicago, "Wear debris in Total Joint replacements," AAOS, Vol. 2, No. 1, pp. 212-220, 1994.
12. Cameron, H.U., "A review of the 2 to 8 year results with a proximally fixed noncemented threaded modular total hip.," Acta Orthop, Belg, Vol. 58, pp. 420, 1992.
13. Thompson, M.S., "The design of a Novel Hip Resurfacing Prosthesis," Ph.D. thesis, Queen Mary and Westfield College, University of London, 2001.
14. Wagner, H., "Surface replacement arthroplasty of the hip.," Clin. Orthop. Rel. Res., Vol. 134, pp. 102-30, 1978.
15. Huiskes, R., Strens, P., Vroemen, W., Slooff, T.J., "Post-loosening Mechanical Behavior of Femoral Resurfacing Prosthesis," Clin. Mat., Vol.6, pp. 37-55, 1990.
16. Spears, I.R., Pfleiderer, M., Schneider, E., Hille, E., Morlock, M.M., "The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions: A finite element investigation," J. Biomech., Vol. 34, pp. 113-120, 2001.
17. William, G.W., Karen, S.J., Frederick, J.D., and Jeffrey, J.E., "Extramedullary porous coating to prevent diaphyseal osteolysis and radiolucent lines around proximal tibia replacement," J. Bone Joint Surgery Am, Vol.75, pp. 976-987, 1993.
18. Kim, K.C., Shin, H.K., Son, K.M., Ko, C.S., "The Treatment of Unstable Intertrochanter Fracutures of Femur - Comparison between Proximal Femoral Nail and Dynamic Hip Screw," Journal of the Korean Fracture Society, Vol. 18, No. 4, October, 2005.
19. Burstein, A.H., Currey, J., Frankel, V.H., Heiple, K.G., Lunseth, P., Vessely, J.C.. "Bone strength: the effect of screw holes," J. Bone Joint Surg Am, Vol.54 pp.1143-1156, 1972.
20. Bartucci, E.J., Gonzalez, M.H., Cooperman, D.R.., "The effect of adjunctive methylmethacrylate on failures of fixation and function in patients with intertrochanteric fracture and osteoporosis," J. Bone Joint Surg Am, Vol. 67, pp1084-1107, 1985.
21. Branemark, P.I., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lundkvist, S. and Rockler, B., "Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness," Biomaterials, Vol.4, No.1, pp. 25-28, 1983.
22. Perel, ML., "Parafuntional Habits, Nightguards, & Root Form Implants," Implant Dent, Vol. 3, pp. 261-263, 1994.