파절된 임플란트 고정체 표면의 미세분석에 관한 연구

조선대학교 치과대학 보철학 교실 및 구강생물학 연구소
광양대학교 제철 금속학과*

이준규·정재헌·최한철*

Surface Microanalysis of Fractured Implants

June-Kyu Lee, Chae-Heon Chung, Han-Cheol Choi*

Dept. of Prosthodontics and Oral Biology Research Institute, College of Dentistry, Chosun University
Dept. of Iron-manufacture and Metallogical Engineering, Kwangyang University*

Fractured implants can cause significant problems for both clinicians and patients, although they are fortunately rare. Major cause of fractured implant may be a corrosion fatigue fracture. To investigate how to increase the fatigue life and corrosion resistance of dental implants, the surface morphology of six Steri-Oss fractured implants were analysed. The period of implantation after loading in patient jaws varied between 23 months and 37 months. The topography and surface chemical composition were studied with electron probe micro-analysis (point mapping, energy dispersive x-ray spectroscopy) and field emission scanning electron microscope.

The results were as follows:

1. All samples were fractured at screw root and crest formed keen- edged shape. The five samples were fractured at the first thread of fixture and one sample at the third thread of fixture.
2. The fatigue cracks were mainly nucleated and grown at scratch occurring for screw root and crest formation and the cervix portion of implant having small curvature.
3. The pits were nucleated in the vicinity of inclusions such as SiO_2 and the crack of corrosion fatigue was predominantly propagated. The corrosion products were found opposite side of starting point of corrosion fatigue crack.
4. From observation of fatigue striations, we could predict the life time of fractured implants and estimate the clevage fracture and dimple fracture of implants.
5. In this study, analysis of fractured surface showed the characteristics of implant materials, problem of design, fatigue life and manufacturing process etc.

In conclusion, in order to protect the corrosion fatigue fracture and prolong the fatigue life of dental implants, we must consider the implant design, implant manufacturing and surface treatment of implant materials.

파절된 임플란트 고정체 표면의 미세분석에 관한 연구

조선대학교 치과대학 보철학 교실 및 구강생물학 연구소
광양대학교 제철 금속학과*

이준규·정재헌·최한철*

Ⅰ. 서 론

임플란트 매식을 위한 외과적 시술이 성공적으로 이루어져 임플란트와 지지골 사이에 골 유착이 일어났다 하더라도 장기적인 성공을 얻기 위해서는 임플란트 보철의 교합과 생체역학을 고려하지 않을 수 없다. 따라서 치과 임플란트는 보철 수복 전에 예측되는 하중에 저항하는 보철물의 설계, 하중을 받는 보철물을 지탱하는 최적의 임플란트의 길이, 형태, 갯수 및 위치의 선택, 하중시 임플란트에서의 응력과 변형에 견딜 수 있는 주위골의 질과 양의 평가 등이 고려되어야 임플란트의 성공률을 높일 수 있다.

임플란트가 구강 보철 수복의 장기간 임상적 성공률과 치료의 영역 확대에도 불구하고 실패는 발생한다. 따라서 최근엔 임플란트 실패의 역할과 요인이 재조명되고 있으며 이런 실패는 주로 고정 또는 골 유착의 상실, 연조직의 합병증, 기계적 문제로 크게 대별할 수 있는데, 이런 임플란트 실패 요인 중 기계적인 문제는 임플란트의 성공적인 골유착 후 가장 빈번히 생기는 후유증 중의 하나이다.[37] 기계적인 문제 중 금관 나사 및 지대 나사의 파절 그리고 상부 구조물의 파절에 비해 임플란트 파절의 발생빈도는 임상적으로 적은 편이지만 임플란트 파절이 일어나는 경우, 환자에게서나 임상가에 있어서 심각한 문제는 임플란트 고정체를 제거해야 한다는 사실이다.

임플란트 파절에 관한 원인은 매우 다양하고 복합적이어서, 아직까지 본질적인 파절의 기전에 대해서는 확실히 규명되지 않았는데 Morgan등[26]은 임플란트 고정체 주위에 변연골 흡수를 동반하는 생리하중하의 피로에 의해 발생한다고 하였고, Rangert등[33]은 외팔보 하중, 이갈이, 과교합 하중등의 복합적 요인의 의해 야기되는 굽힘 과하중과 관련이 있다고 하였다. 또한 Balshi[10]는 임플란트 파절의 원인으로서 임플란트 디자인 또는 재료의 결함, 보철 구조체의 비수동적 적합, 생역학적 과하중 등을 열거하였는데, 대부분의 원인은 생역학적 과하중이라 하였고, Piatteli등[29]은 임플란트 파절은 피로 또는 외상성 과하중에 의해서 발생한다고 보고한 바 있다.

이상 선학들의 연구에 근거해 볼 때 임플란트 고정체 파절의 다양한 원인을 보다 정확히 규명하기 위해서는 파절에 관한 제반 임상력, 고정체 디자인에 관한 분석, 파절면의 분석 등 이 무엇보다 중요하리라고 사료되는데, 아직도 국내외적으로 이에 관한 연구가 미미한 바, 본 연구에서는 임상에서 사용중 파절된 임플란트 고정체를 수거하여, 전계 주사전자 현미경(field emission scanning electron microscope)으로 표면 특성을 관찰하였고, electron probe micro-analysis(EPMA)을 사용, 파절 부위의 성분 변화를 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

A. 연구 재료

본 연구에서는 조선대학교 부속치과병원의 임플란트 클리닉에서 1988년 3월 말부터 1998년 3월말

까지 127명환자에서 총346개의 Steri-Oss 임플란트(Steri-Oss, Yorba Linda, CA, USA)가 식립되었다. 이 중 보철물이 장착된 후 기능중에 4명의 환자에게서 6개의 고정체의 파절이 있었으며 이 파절된 임플란트 고정체를 수거하여 파절면을 관찰하였다.

Table 1과 Table 2는 전체 환자의 임플란트 식립 수와 부위 및 임플란트 직경에 관해서, Table 3은 파절에 관련된 환자의 제반 임상력을 보여주고 있는데 4명의 환자 모두 남성 환자로서 파절된 고정체는 모두 구치부에 식립된 증례였으며 3.8mm 직경의 순수 티타늄 임플란트(commercially pure grade 2 titanium implant)였다. 임플란트 고정체가 파절되기 전 사용기간은 22개월로부터 37개월 사이로 그 평균사용 기간은 30.3개월이었다.

Table 1. Number and location of implants placed

Implant location	Maxilla		Mandible	
	Anterior	Posterior	terior	Posterior
No. of implant	41(1)	71(5)	45(3)	189(6)
Subtotal	112(6)		234(9)	
Total	346(15)			

Numbers between parentheses indicate reinserted fixtures.

Table 2. Diameter of implants inserted

Diameter/mm	ø3.25	ø3.8	ø4.5	ø5	ø6
Number	27	264	54	1	0

B. 연구 방법

a. 파절면의 주사전자현미경적 관찰

파절면의 관찰은 주사전자 현미경을 이용하였다. 특히 본 연구에서는 전계 주사전자 현미경(S-4700, HIDACHI, Japan)을 사용하였으며 이는 초고분해능을 가지며 다른 주사전자현미경보다 고해상도를 갖는 특징이 있다.

b. EPMA를 이용한 파절 표본의 성분 분석

주사전자 현미경에서 관찰되는 여러 가지 상에서 성분분석을 하기 위하여 EDX(electron dispersive x-ray spectroscopy)와 point mapping 방법을 포함하는 EPMA방법을 사용하였다. EDX방법은 X선의 세기가 y축으로 나타나고 에너지 함수는 x축으로 표시된 그래프로 얻어진다. EDX 시스템의 컴퓨터에는 모든 특정 X 선의 위치가 기억되어 있으므로 스펙트럼의 피이크로부터 원소를 알아내어 정성분석을 하였다.

재료의 균질성을 조사하기 위한 방법으로서 point mapping을 사용하여 각 성분의 분포를 전표면에서 조사하여 제2차상(second phase)이나 불순물을 확인하였다.

Table 3. Study population and history of the sample.

Patient	Sex	Age	Fractured Location	Edentulous Pattern	Date of Prosth Delivery	Date of Notice of Fracture	Bone Resorption	Fracture Site of Fixture
1	M	61	#36	Free end (splint;#36&#37,ponic;#35)	11/1993	10/1995	Slightly	1st thread
2	M	59	#46, #47	Free end (splint.#46&#47)	11/1992	11/1995	None	1st thread
3	M	48	#26	Intermittent	10/1993	11/1996	None	1st thread
4	M	48	#47	Free end	12/1995	10/1997	None	3rd thread
			#37	Free end	12/1995	02/1998	Slightly	1st thread

Ⅲ. 연구 성적

임상에 적용한 임플란트의 파절에 관하여 그 파절 원인과 현상을 분석하기 위하여 환자에게 직접 매식되어 사용중 파절된 임플란트의 파절편을 수거하여 고 해상도를 갖는 주사전자현미경으로 그 파절면을 관찰하였고, EPMA를 사용, 파절 부위의 성분을 분석한 결과는 다음과 같았다.

표본 1은 고정체가 파절된 양상을 보여준 것으로서 Fig.1a는 단면의 모습으로 균열발생시점으로 보아 우측 상부에서 균열이 발생되어 성장하였다. 여기서 피로파절과 피로부식파절의 양상을 구분할 수 있는데 피로파절의 경우에는 균열의 시작부위나 끝 부분까지 전 면에서 부식생성물은 관찰되지 않고 광택이 나타나는데 비하여, 사진상의 좌측하단 부위에는 부식피로 파절의 끝 부분에서 나타나는 부식생성물이 많이 형성되어 있음을 볼 수 있다. Fig.1b는 측면의 모습으로 고정체의 첫나사부위에서 파절된 양상을 보여주고 있다.

Fig.1c는 균열시점을 100배로 확대 촬영한 것으로 피로 줄무늬(fatigue striation)가 나타남을 알 수 있다. 또한 흰점들로 보이는 입자들은 제조과정에서 혼입된 불순물로 판단되며 이 부분의 EDX 분석 결과(Fig.1d) 부식에 관여한 Cl^-이온과 Si 및 Mg등

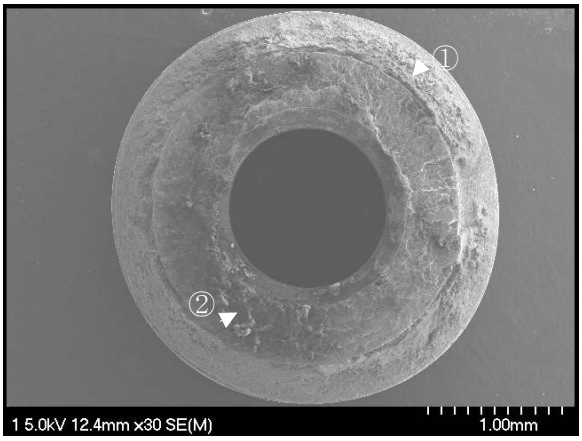

Fig.1a. SEM fractograph of Sample 1 implants. (① area=crackinitiation point; ② area = corrosion products ;×30)

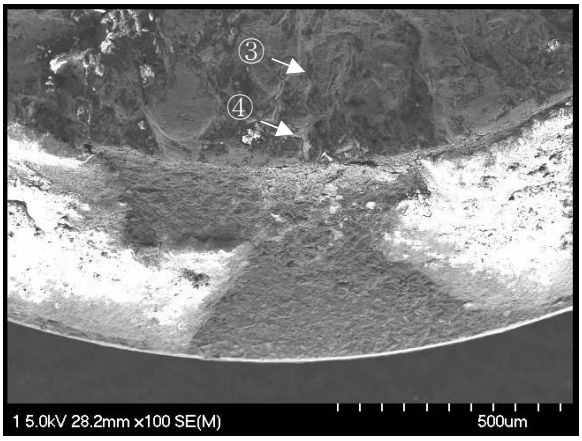

Fig.1c. SEM fractograph of the crack initiation point.(③ area = fatigue striation ; ×100)

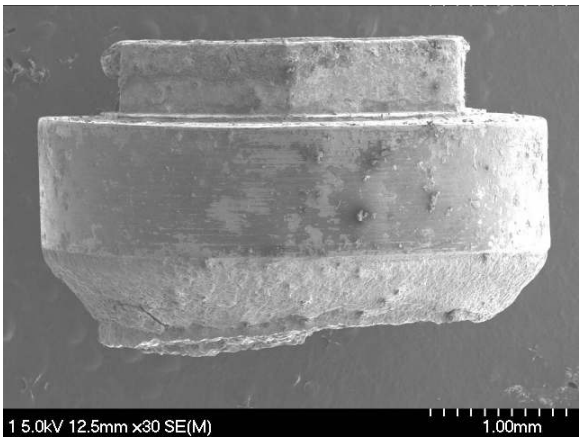

Fig1b. SEM fractograph of sample 1 implant(lateral view; ×30)

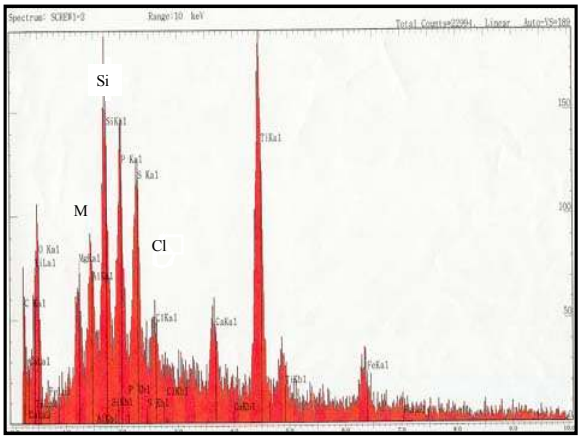

Fig.1d. EDX peaks at ④ area of Fig.1c.

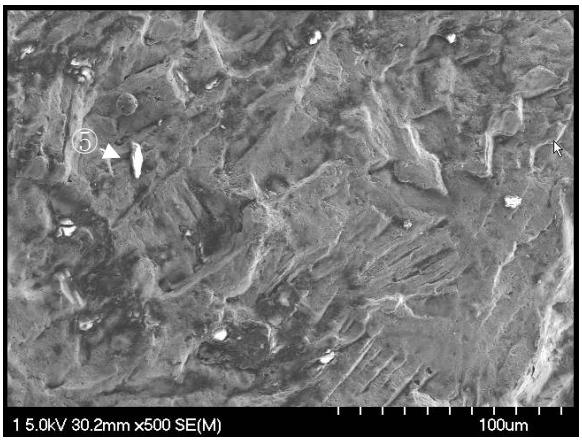

Fig.1e. SEM fractograph showing the fatigue striation.(×500)

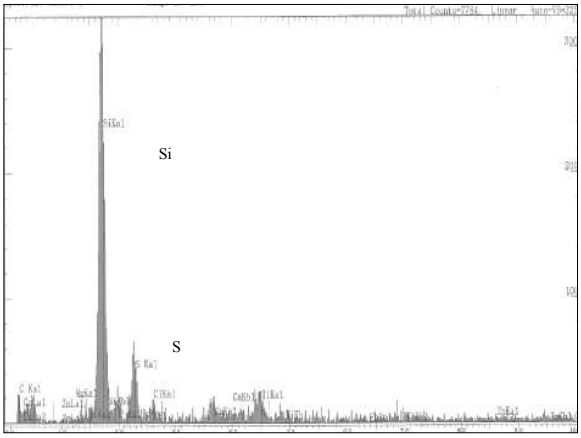

Fig.1f. EDX peaks at ⑤ area of Fig.1e.

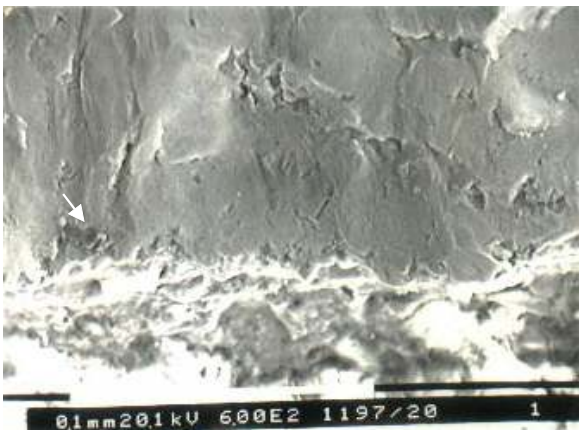

Fig. 1g. SEM micrograph at the fatigue crack initiation point and inclusions(×600).

여러 가지 성분이 검출되었다.

Fig.1e.는 균열이 시작된 부분을 500배율로 확대한 사진으로 피로파절의 전형적인 양상인 피로 줄무늬(fatigue striation)을 보여주고 있다. 여기에서도 흰점들로 보이는 입자들이 Fig.1c에서 나타난 것과 같은 형태를 보이는데 EDX(Fig.1f)에서 확인한 결과 S와 Si등으로 나타나 제조과정에서 혼입된 불순물로 판단된다.

Fig.1g와 Fig.1h는 명확한 2차상 규명을 위한 SEM과 Ti point mapping의 결과로서 불순물로 보이는 부분에서는 Ti의 검출은 거의 나타나지 않음을 알 수 있다.

표본 2의 경우는 표본 1의 경우에서와 마찬가지로 고정체의 상단부분이 파절된 경우인데 Fig.2a는 단면의 모습으로 하단 부위에서 균열이 전파되었음을 알 수 있다.

Fig.2b는 Fig. 2a의 파절 부분을 확대 관찰한 사진으로서 피로 줄무늬 간격이 작게 나타나 Fig.1e의 경우와는 달리 피로균열의 전파속도가 느렸음을 예측할 수 있다. 흰색 부분의 EDX분석결과(Fig.2c) Ti가 주로 검출되어 내부에서 표본 1과 같은 불순물은 관찰되지 않았다.

Fig.2d는 균열시작부위에서 촬영한 SEM 사진으로서 가공중에 발생된 흠으로 보이는 곳에서 발생된 핏트가 고정체의 내부로 성장했음을 오른쪽 하단부에서 확인할 수 있고 Fig.2e의 Ti point mapping 사진에서도 이를 확인할 수 있는데 내부에서 2차상은 관찰되지 않고 있다.

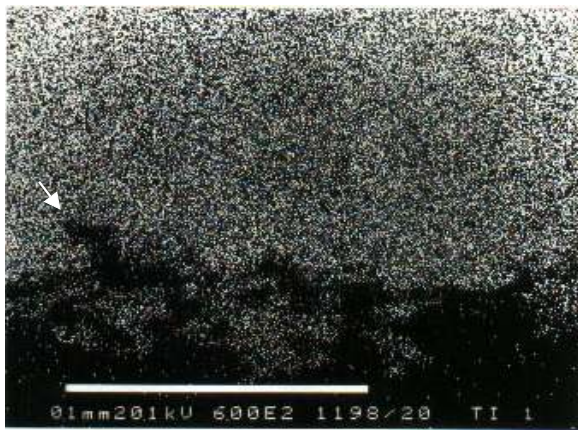

Fig. 1h. Ti point mapping of Fig. 1g(×600).

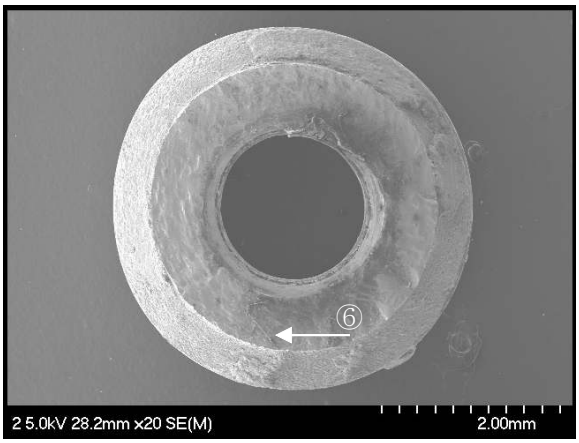

Fig. 2a. SEM fractograph of sample 2 implant(×20).(⑥ area=crack initiation point).

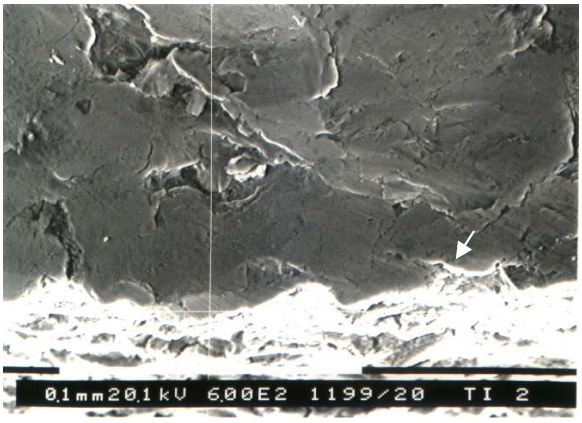

Fig. 2d. SEM micrograph at the fatigue crack initiation point and pits(×600).

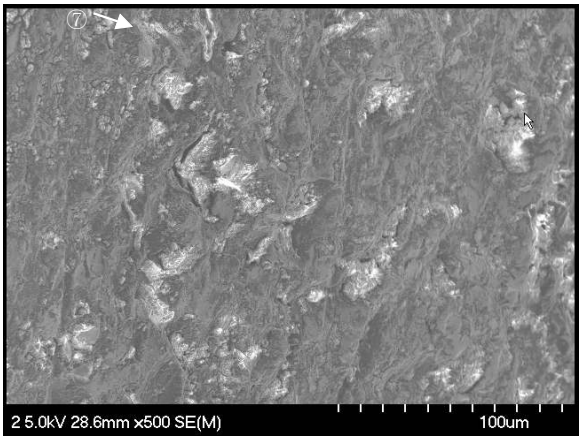

Fig.2b. SEM fractograph showing the fatigue striation.(×500)

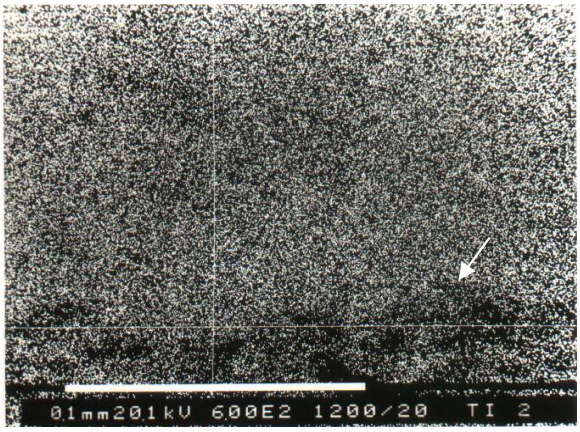

Fig. 2e. Ti point mapping of Fig. 2d(×600).

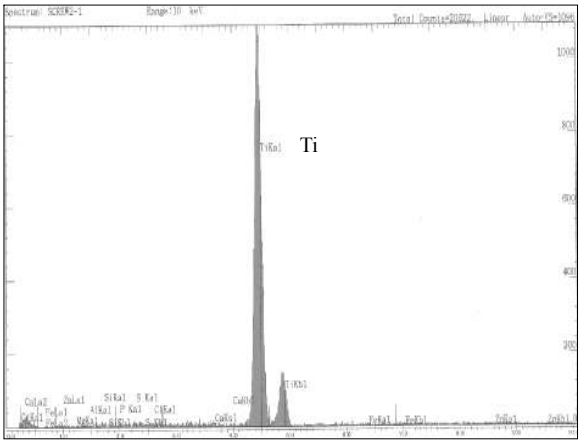

Fig. 2c. EDX peaks at ⑦ area of Fig.2b.

표본 3의 경우는 Fig.3a에서 보는 바와 같이 표본 1 및 표본 2의 경우와는 달리 고정체의 구멍의 크기가 고정체의 외경에 비하여 크게 가공되어 고정체의 두께가 크게 얇아진 모양을 보이며 균열이 사진 좌측상단의 나사골 부위에서 발생된 것으로 보인다.

Fig.3b에서 보면 Fig.2b의 피로 줄무늬(fatigue straition)와 같은 양상을 보여 파절양상은 표본 2의 경우와 같은 균열의 전파속도를 나타낸 것으로 생각되며 EDX분석결과(Fig.3c) Ti만이 주로 검출되었다.

Fig.3d의 SEM 사진과 Fig.3e의 Ti point mapping 사진에서도 파절 부위나 내부에서 성분 변화가 거의 없는 것으로 보아 고정체의 바깥 나사골과 내부

의 나사골 사이의 두께가 얇아 쉽게 파절된 것으로 보인다.

표본 4의 경우는 고정체의 첫나사 부위에서 파절된 표본 1, 표본 2 및 표본 3의 경우와는 달리 고정체의 세째나사 부위에서 파절된 경우인데 임플란트 식립시 본래 과도한 치조골 흡수가 존재하여 고정체 경부 하방 부위에 골유착이 있었던 증례이다. Fig.4a는 측면의 모습으로 나사의 디자인이 아래쪽은 라운딩 되었지만 위쪽은 아주 예리한 각을 유지함을 볼 수 있으며 이 예리한 부위에서 파절이 시작되었음을 알 수 있고 Fig.4b는 파절된 방사선 사진이다.

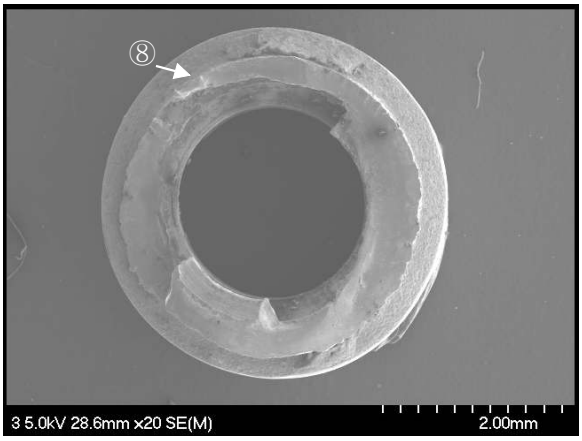

Fig. 3a. SEM fractograph of sample 3 implant(×20).(⑧ area=crack initiation point).

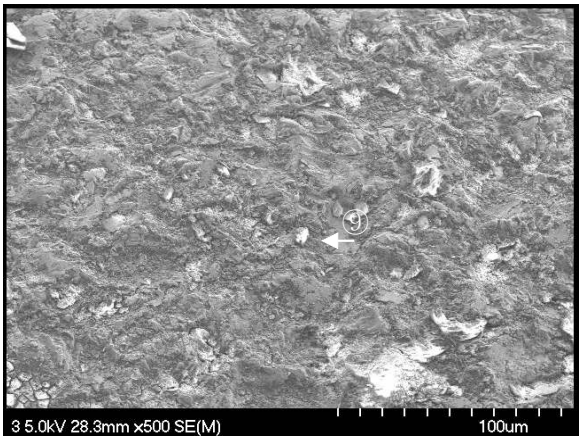

Fig.3b. SEM fractograph showing the fatigue striation.(×500)

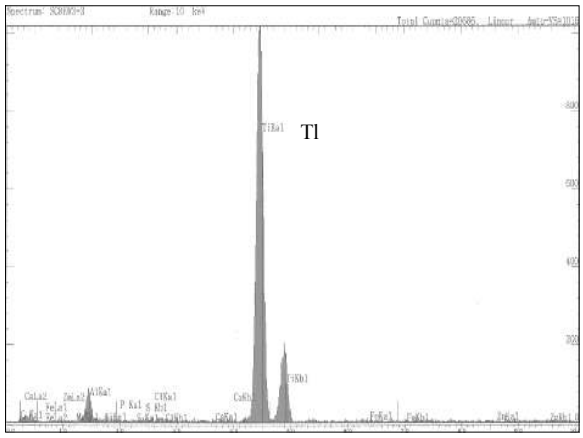

Fig. 3c. EDX peaks at ⑨ area of Fig.3b.

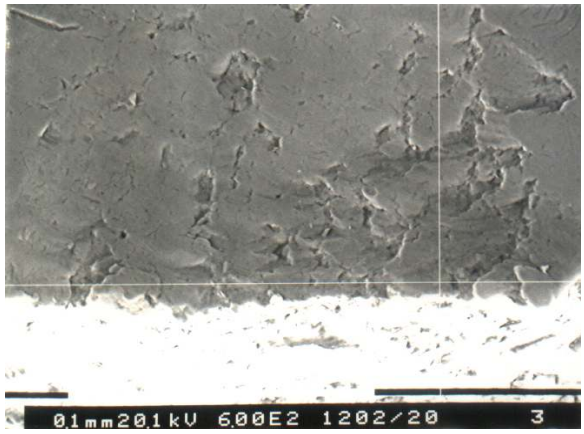

Fig. 3d. SEM micrograph at the fatigue crack initiation point(×600).

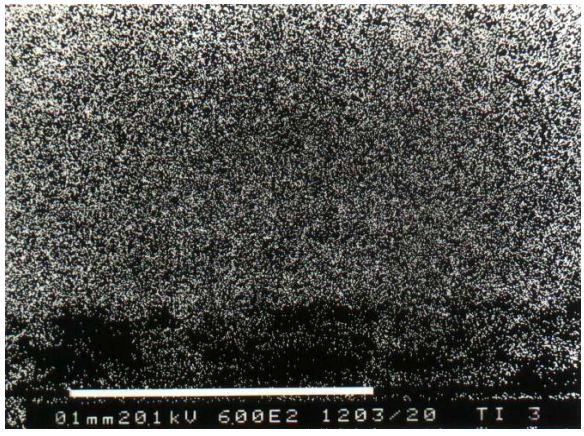

Fig. 3e. Ti point mapping of Fig. 3d(×600).

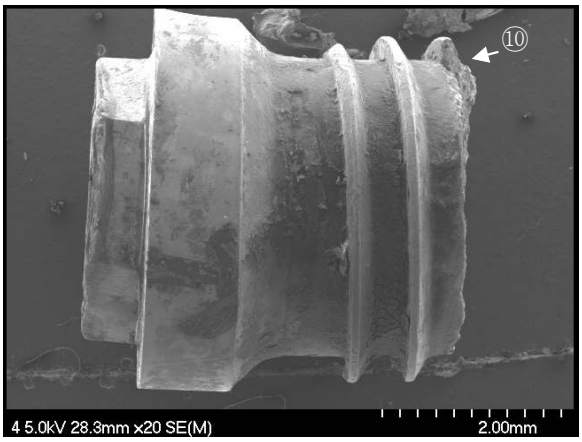

Fig. 4a. SEM fractograph of sample 4 implant(⑩ area=crack initiation point ;×20)

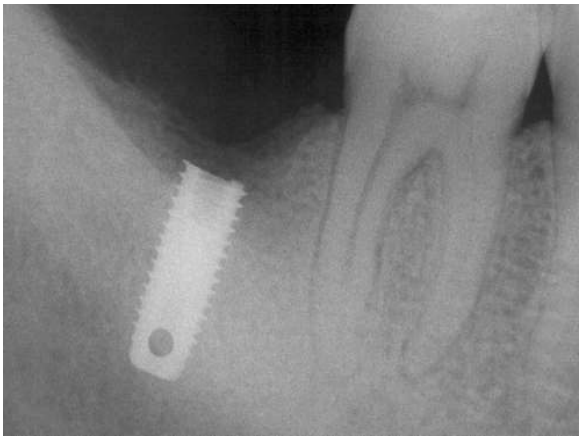

Fig. 4b. Periapical radiograph of sample 4.

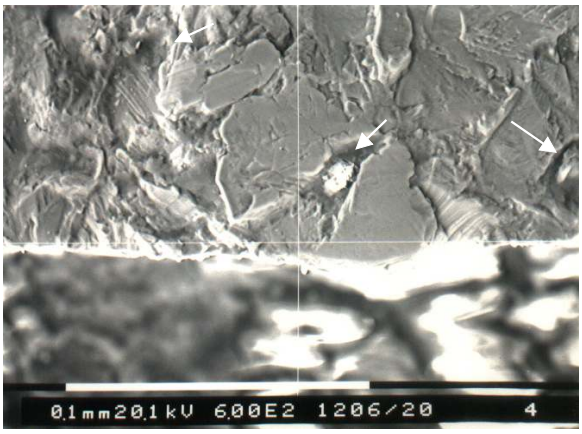

Fig. 4c. SEM micrograph at the fatigue crack initiation point(×600).



Fig. 4d. Ti point mapping of Fig. 4c(×600).

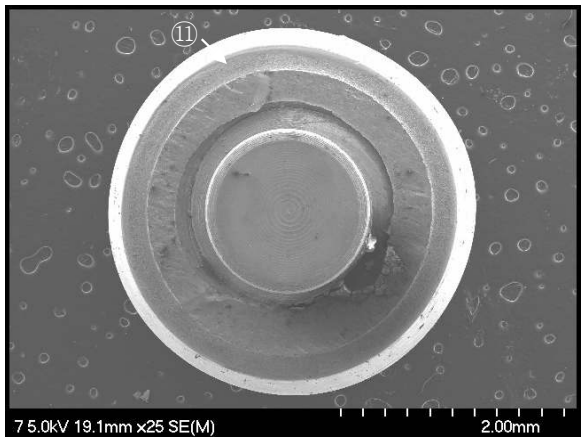

Fig.5a. SEM fractograph of sample 5 implant(⑪ area=crack initiation point ;×20)

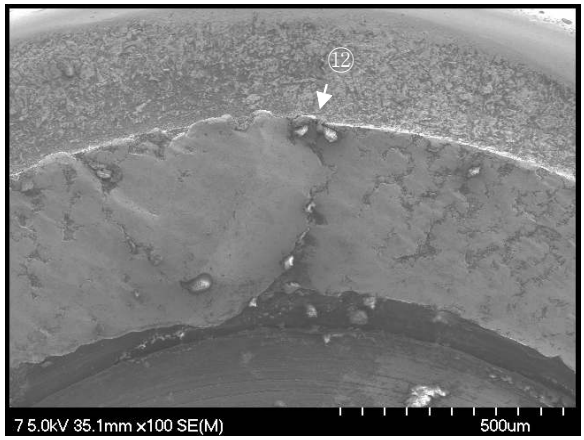

Fig.5b. SEM fractograph of the crack initiation point.(×100)

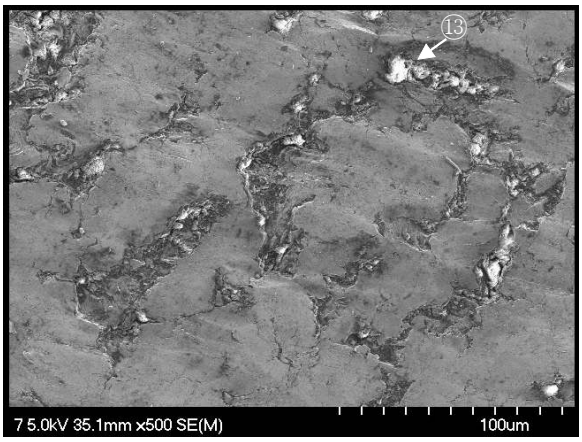

Fig. 5c. SEM fractograph showing the fatigue striations.(×500)

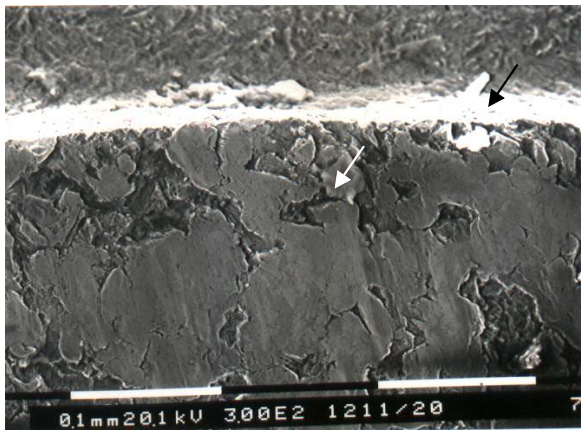

Fig. 5e. SEM micrograph at the fatigue crack initiation point and inclusions(×300).

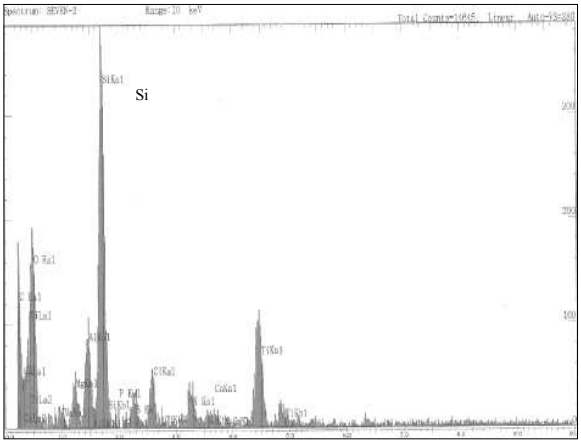

Fig. 5d. EDX peaks at ⑬ area of Fig.5c

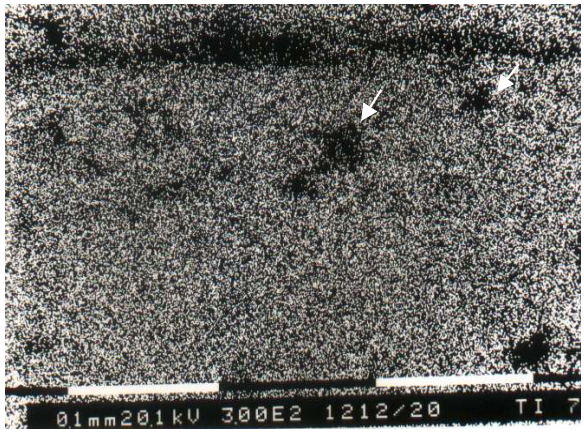

Fig. 5f. Ti point mapping of Fig.5e(×300).

Fig4c와 Fig.4d는 파절 시작부분으로 보이는 곳에서의 SEM과 Ti point mapping결과로 균열부위에 불순물이 다량 존재함을 확인할 수 있는데 EDX 결과에서도 Si 가 검출되었다.

표본 5는 고정체 상부의 파절양상인데 Fig.5a는 단면의 모습으로 균열은 좌측 상단부위에서 시작되었으며 이 경우도 나사의 골에서 시작된 것으로 보인다. Fig.5b는 Fig.5a의 파절 선단을 확대한 사진이며 중앙에서 균열이 발생되기 시작한 흔적을 찾을 수 있다.

Fig.5c의 내부에 존재하는 흰점에서는 Si 함량이 최대로 검출되어 불순물이 확실하다는 것을 Fig.5d의 EDX결과에서 보여주고 있다.그러나 흰점이 아닌 부분에서는 거의 Ti 만이 검출되고 있어 불순물이 존재한 골부위에서 핏트가 형성되어 균열이 전파된 경우이다.

Fig.5e는 Fig.5b의 오른쪽 윗 부분의 SEM사진이며 Fig.5f는 Ti point mapping의 결과로서 불순물이 존재함을 다시 확인할 수 있다.

표본 6은 고정체의 또다른 파절형태로서 Fig.6a는 단면의 모습으로 우측상단에서 균열이 시작된 양상인데 불순물이 존재한 부위에서 부동태피막의 파괴가 시작되고 가수분해시 발생되는 수소가 예민한 부위에 침투하여 균열부위가 취성을 갖게 됨으로써 균열이 발생된 것으로 생각된다. Fig.6b는 여러개의 균열줄이 나타나 있는데 이는 반복횟수가 많이 이루어진 후에 아주 느리게 파절에 다달았음을 알 수 있다.

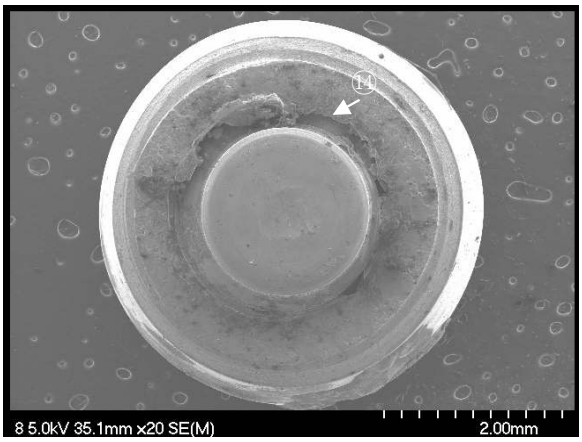

Fig. 6a. SEM fractograph of sample 6 implant(⑭ area=crack initiation point ;×20)

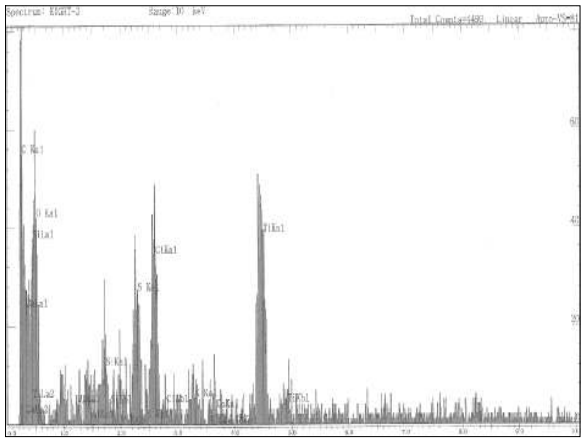

Fig. 6d. EDX peaks at ⑮ area of Fig.6c

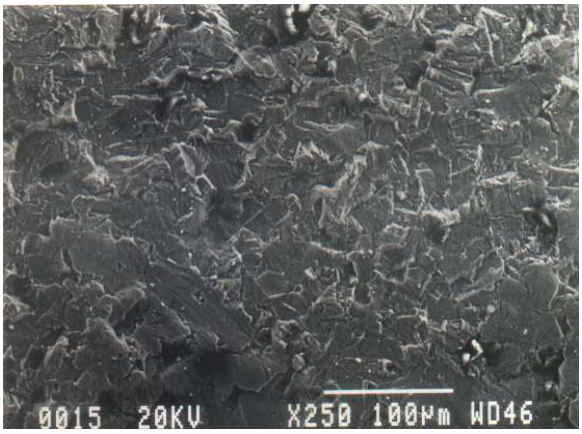

Fig. 6b. SEM fractograph of the crack initiation point(×250).

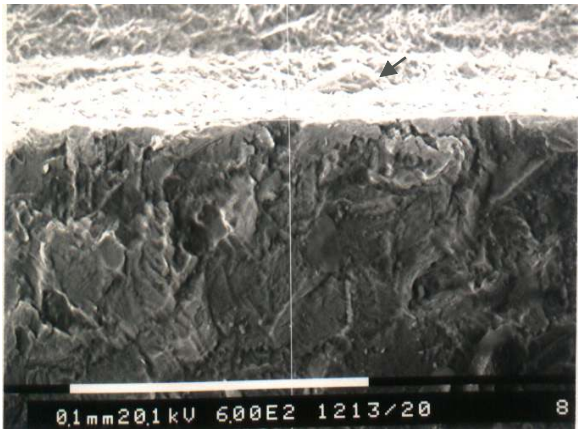

Fig. 6e. SEM micrograph at the fatigue crack initiation point and inclusions(×600).

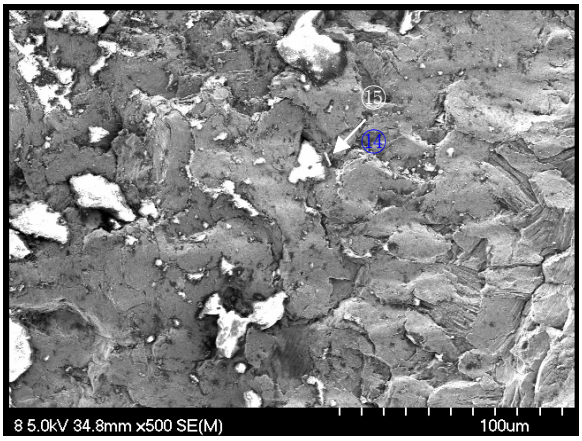

Fig. 6c. SEM fractograph showing the fatigue striations.(×500)

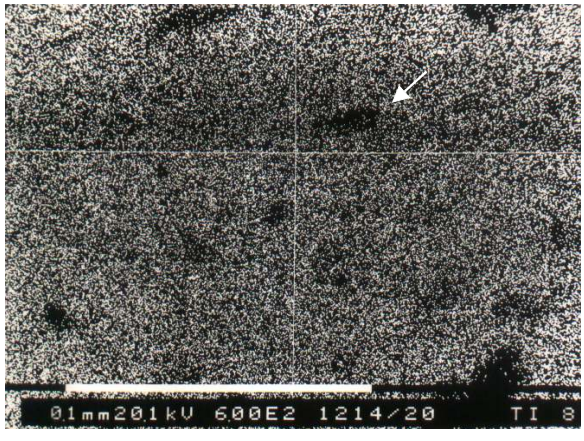

Fig. 6f. Ti point mapping of Fig.6e(×600).

Fig.6c는 Fig.6b를 확대한 것이며 흰부분에서의 EDX결과(Fig.6d) 불순물이 존재함을 확인할 수 있다.

Fig.6e는 나사의 골부분이 아주 거칠게 가공되었음을 알 수 있고 또한 Fig.6f의 Ti point mapping 결과 불순물도 함께 내포하고 있어 이 부분에서의 파절시작은 당연하다고 할 수 있다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플란트 시스템에 있어서 최근 과학적 연구의 추세가 단지 성공률을 보고하는 것에서 합병증과 실패를 자세히 보고하고 그 원인을 분석하는 방향으로 연구가 진행되어 가고 있다.[23] Naert등[27]은 509개의 Brånemark 임플란트의 6년 동안의 연구에서 3개의 임플란트 파절을 보고하였고 Lekholum등[22]은 5년의 연구에서 부분 무치악 환자의 521개의 임플란트 중 5개만 파절이 되었다고 보고한 바 있다. 본 연구에서도 10년동안 4명의 환자에게서 6개의 파절이 있었는데 대부분 하악 구치부였으며 한 환자는 2개의 대구치가 자연치 소구치와 key & keyway로 연결된 증례였으며 또다른 환자는 2개의 대구치에 소구치 cantilever pontic을 가진 증례, 나머지는 단일 대구치 임플란트 증례에서 파절을 보였다(Table 3). 또한 모두 3.8mm 직경의 screw 형태의 임플란트였다. Rangert[33]는 임플란트 파절에 몇가지 일반적인 특징을 보고하였는데 주로 작은 직경의 임플란트였으며 거의 하악 구치부의 한 개 또는 두 개의 임플란트에 지지되는 수복물에서 발생하였다고 하였으며 또한 임플란트를 지지하는 보철물에 가해진 교합력이 굽힘에 의해서 발생되었을 때 굽힘 과부하가 임플란트 파절을 초래한다고 하였는데 본 연구의 파절증례에서도 거의 유사한 양상을 보였으며 굽힘 과부하가 파절의 원인 요소로서 작용하지 않았나 생각된다. 또한 Balshi[10] 및 Rangert등[33]은 모든 파절은 변연골 상실과 관련이 있다고 보고한 반면에 본 연구에서는 변연골 흡수는 거의 없었다(Table 3). 따라서 변연골 흡수가 파절에 어떤 영향을 미치는가는 앞으로 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

실제 임플란트 고정체의 파절의 발생빈도는 임상적으로 적은 편이지만 일단 임플란트 파절이 일어나는 경우에 다시 재식립하기 전에는 대체할 수 있는 다른 방법이 없으므로 환자에게서나 임상가에 있어서 심각한 문제로 대두되게 된다. Weinberg[39]는 임플란트에 과부하를 야기시키는 각각의 생역학적 요소를 변경시키는 임상적 과정을 치료 생역학(therapeutic biomechenics) 이라 명명하였으며 이 생역학적 요소는 적절히 변화시켜야 한다고 하였는데 즉, 교차 교합의 적용, 임플란트의 머리 부분은 가능한 수복물의 정중선에 근접해서 위치시켜야 하며, 경사 지대주의 사용과 낮은 교두 경사을 추천하였다. Piatelli[29] 는 파절은 피로 또는 외상성 과부하에 의해 발생한다고 하였는데 이런 임플란트의 실패의 위험성을 줄이기 위해서는 외팔보의 사용을 줄이고, 교합면의 협설 폭경을 협소화하며, 비기능 환자에 있어서 임플란트 식립시 일직선상으로 배열해서는 안된다고 하였다.

본 연구에서는 파절에 원인을 규명하기 위하여 임상에서 사용중 파절된 임플란트 고정체를 수거하여, 파절된 시편을 전계 주사전자 현미경을 이용하여 표면의 파절특성을 관찰하였고 EPMA방법 중의 하나인 EDX와 point mapping 방법으로 파절부위의 성분 변화를 분석함으로서 파절과 관련된 제반사항을 파악코저 하였다.

파절된 6개의 모든 표본에서 피로파절의 전형적인 양상인 피로줄무늬(fatigue striation)를 뚜렷이 보여주고 있는데 이러한 피로는 파절의 일종으로서 매우 작은 하중이 반복적으로 가해지면서 구조체 내에 결정화를 야기하여, 결국에는 구조체가 점차 취약해지면서 파괴되는 것으로 정의할 수 있는데 이런 피로파절은 율동적이고 반복되는 하중으로 특징지워진다.[28] 피로파절의 단계로는 응력집중을 크게 받는 부위에서 조그만 균열이 생성되는 균열생성, 균열이 각 응력 사이클마다 조금씩 진전하는 균열전파, 진전하던 균열이 임계크기에 도달하면 매우 빠르게 파절이 일어나는 최종파절의 3단계로 나누어진다.[6]

금속에서는 일단 생성된 균열은 높은 전단응력을 받는 결정면을 따라 매우 천천히 전파해 나가는데 이를 1단계 전파라고 하며 2단계 전파에 접어들면서 균열의 진전 속도는 매우 빠르게 증가하며 또한 균열의 진전방향도 작용 인장응력 방향에 거의 수직으로 바뀐다. 2단계 전파과정은 파절면에 해변무늬(beach mark)와 줄무늬(striation)의 두가지 양상이

나타나는데 균열생성 위치를 중심으로 원 모양이나 타원 모양으로 퍼져나가는 능선의 모습을 갖고 있다. 피로 줄무늬는 크기가 작아 전자현미경으로만 관찰이 가능하며 각각의 줄무늬는 사이클당 균열첨단이 진전한 거리를 나타내는데 줄무늬의 폭은 응력크기에 따라 변하며 응력크기가 증가할수록 폭은 증가한다. 해변무늬와 줄무늬의 모습은 유사하지만 생성원인과 크기는 서로 매우 다르며 하나의 해변무늬 안에 수천 개의 줄무늬가 있을 수도 있다. 파절면을 관찰함으로써 파절의 원인을 알 수 있는데, 해변무늬와 줄무늬의 존재는 파절이 피로에 의하여 발생되었다는 것을 의미하기 때문이다. 그러나 해변무늬와 줄무늬가 관찰되지 않는다고 해서 파절의 원인으로서 피로를 배제시켜서는 안되는데 이는 파절이 급속히 일어난 부위에서는 해변무늬 또는 줄무늬가 나타나지 않기 때문이다. 급속파절은 연성파괴일 수도 있고 취성파괴일 수도 있는데 연성파괴일 경우에는 소성변형의 흔적이 나타나지만 취성파괴일 경우에는 소성변형의 흔적이 나타나지 않는다.[1] 본 연구에서는 전자현미경 사진 결과 표본 1, 표본 5, 표본 6에서는 취성파절 양상을 보였고(Fig.1e, Fig.5c, Fig.6c), 표본 2와 표본 3은 연성파절 양상을 보였다(Fig.2b, Fig.3b).

Misch[3]는 피로실패를 줄이기 위한 방법으로, 임플란트의 생체 재료는 무수히 반복되는 하중을 받아 견딜 수 있는 내구성 한계가 큰 재료를 사용해야 하며, 임플란트의 기하학 구조는 굽힘 또는 비틀림 응력에 저항해야하고, 힘의 강도는 하중을 분산시키는 양만큼 피로파절을 감소시킬 수 있는데 모멘트를 감소시키거나 부하에 저항할 수 있는 충분한 표면적 확보(임플란트 수의 증가 등)가 필요하다고 하였으며, 반복 횟수는 부하시 가해지는 횟수를 줄이는 것인데 즉, 이상 기능을 제거하고 교합 접촉을 감소시키는 전략이 필요하다고 하였다.

표본 2의 Fig.2b에서 보면 피로 줄무늬의 간격이 표본 1의 Fig.1e보다 작게 나타나 피로균열의 전파속도가 느렸음을 예측할 수 있다. 따라서 표본 1에 비하여 표본 2의 임플란트 파절 수명이 길었음을 예측할 수 있으며 이와같이 파절면을 분석함으로서 피로파절 과정 및 피로수명을 파악할 수 있으리라 사료된다.

부식피로 파절이란[7] 구강내와 같은 분위기에서 응력 사이클과 화학적인 공격이 동시에 작용함으로써 일어나는 파절을 말하며 피로와 부식이 동시에 일어날 때 균열이 전파하는 속도가 크게 가속된다. 그 이유는 응력의 반복작용으로 Ti의 표면에 형성되는 TiO_2와 같은 표면산화막이 국부적으로 파괴되어 부식핏트가 생길 수 있고 핏트는 양극으로 작용하여 부식균열의 전파속도가 급속도로 증가하게 되기 때문이다. 특히 재료의 균일성의 결여나 표면의 흠, 나사의 골, 불순물의 혼입된 부분, 예리한 부분 등에서 집중적으로 부식피로가 발생되고 있다. 이러한 부식피로를 최소화하는 방법은 내식성 재료를 선택하고 금속을 비금속으로 피복하여 부식환경과 접촉을 못하게 함으로써 피막이 반복 변형으로 인해 파괴되지 않도록 하는 것이다. 참고로 피로파절의 특징은 균열의 시작부위나 끝부분까지 전면에서 부식생성물은 관찰되지 않고 광택이 나타나는데 반해 부식피로 파절의 경우는 Fig.1a와 같이 균열발생부위의 반대편에 부식생성물이 형성되는 것이 특징이다.

표본4의 Fig.4a에서 보면 나사의 디자인이 아래쪽은 라운딩 하지만 위쪽은 아주 예리한 각을 유지하고 있는데 이 부위가 균열 시점이 되어 파절에 이르게 된 것으로 생각된다. 또한 6개의 표본 중 5개 표본 모두 고정체 첫나사부위에서 파절이 발생한 반면 표본4만이 셋째 나사부위에서 파절되었다. 이는 임플란트 식립시 본래 과도한 치조골 흡수가 존재하여 고정체가 완전히 식립되지 않았기 때문인 것 같으며(Fig.4b) 대부분 첫나사 부위에서 파절이 된 것은 고정체 경부의 설계상의 문제로 취약한 첫나사 부위에 응력이 집중되어 파절이 발생한 것으로 사료된다. Lemons등[24]은 임플란트의 실패 중 일부는 임플란트 본체와 지대장치 사이 계면에 응력이 높게 집중되기 때문이라고 하였고 대개의 경우 임플란트에 하중이 가해지면 골성지지의 정상과 경부 1/3에 응력이 집중되어 임플란트의 계면에서의 응력부식균열의 가능성을 항상 존재하게 한다고 하였다. 즉, 부식환경과 더불어 주기적인 부하에 의한 실패로서 설명할 수 있다라고 하였다.

표본1, 표본5, 표본6의 EDX 분석결과에서 Si와 Na등과 같은 불순물이 존재하는 것을 볼 수 있는데(Fig.1d, Fig.5d, Fig.6d), 이런 불순물이 존재한 부위에서 파절의 시작은 물론 균열이 성장되어 갔음을

알 수 있다. Ricci[34]는 실패하여 회수한 임플란트의 연구에서 표면에는 실리콘이나 산화알루미늄 같은 것이 많았고 그것들은 주위 조직에도 있었다라고 보고하였다. 이런 불순물이나 가공과정의 오염물질 등으로 인해 부식산물에 노출된 치조정 부위에서 골과 골유착이 소실될 수 있으며 부식산물의 장기간 잔존이나 계속된 부식작용은 결국 영향받는 합금-지대장치 계면, 지대장치, 임플란트 자체에 파절을 야기할 수도 있을 것으로 생각되는데 이와 같은 현상은 본 연구에서 관찰한 거의 모든 표본에서 나타났다. 따라서 임플란트는 균질성이 부여되어야 하며 제작과정 중에 혼입되는 불순물은 임플란트의 수명을 크게 저하시키는 원인이 되므로 제조방법과 가공 방법에서 정교한 제작 방법이 고안되어야 하리라고 사료된다.

위에서 살펴본 바와 같이 치과용 임플란트의 고정체의 파절형태를 주사전자현미경 및 EPMA로 분석한 결과 임플란트 고정체의 파절은 여러 가지 원인을 예측할 수 있으나 크게 다음과 같은 관점에서 접근된다고 할 수 있다.

1) 임플란트 설계상 문제

고정체의 바깥나사와 내측나사를 가공시 바깥나사와 내부나사의 산과 골이 서로 같은 방향과 두께를 같도록 설계되어야 하나 바깥나사의 골과 내부나사의 산이 서로 만나게 되면 고정체의 두께가 다른 부위에 비하여 가장 얇게 되어 그 부분이 쉽게 반복응력하에서 파절되는 결과를 초래한다.

2) 재료의 균질성 문제

임플란트 재료는 제조과정에서 항상 불순물을 내부에 내포하고 있으며 순수 Ti 금속이나 Ti-6Al-4V 합금으로 제조하는데 합금제조과정에서 Ti와 Al 및 V원소들이 균일하게 재료 전체에 분포되어 있다고 보기는 어렵다. 또한 응고과정에서 재료의 불균일로 인한 미세결정구조의 변화에서도 영향을 받았거나 제품속에 존재하는 기공 및 기포 등이 존재한 부위에서 화학적인 원소인 Cl^-이온에 의하여 재료파절이 쉽게 발생되었을 것이다.

3) 임플란트의 가공성 문제

임플란트의 가공성은 표면의 거칠기 등에 큰 영향을 미치며 나사를 가공하는 과정에서 나사산이나 나사골에 큰 홈이나 스크래치의 발생확률이 높으며 이러한 부위에서 부동태피막이 손상되고 그 부위에서 쉽게 화학적인 침투가 이루어지며 반복응력과 함께 균열의 전진속도를 크게 증가시켰을 것이다. 나사의 표면 가공은 여러 가지 기계적인 방법을 사용하여 가공할 수 있으며 표면의 가공도가 정밀하지 않거나 표면에 작은 흠이(dent) 존재하면 그곳에서 균열의 핵생성이 되어 쉽게 부식피로 파절이 발생한다.

4) 부식환경 하에서의 부동태피막의 파괴

부식환경 하에서 임플란트 표면에 형성된 부동태피막이 파괴되면 가수분해시 발생되는 수소가 침투하여 그 부위의 재료가 취약하게 되고 취약한 부분이 양극으로 작용하여 빠른 금속 용출이 발생되어 결국 균열이 발생하기 시작한다. 따라서 반복되는 하중이 임플란트에 가해지면 더욱더 부동태피막의 파괴를 가속화시켜 빠른 시간내에 균열의 성장을 조장하게 되어 부식피로 파절이 일어나게 된다.

위에서 열거한 요인을 고려하여 임플란트를 제조한다면 부식 피로 수명의 증가로 안정성 있는 임플란트를 사용할 수 있을 것으로 생각된다. 본 연구에서는 구강내에서 기능중 파절된 임플란트의 파절면을 분석하므로서 파절의 원인을 규명하려 했다. 그러나 파절의 원인을 정확히 이해하기 위해서는 앞으로 임플란트의 생체재료 및 생역학에 관한 더 많은 실험적 연구가 필요하리라 생각되며 이런 임플란트의 파절의 원인을 분석하는 연구를 통해서 새로운 임플란트 시스템의 개발은 물론 정확한 진단과 치료계획으로 임플란트 성공률을 증진시키는 것이 가능하게 될 것이라고 사료된다.

V. 결 론

임상에 적용된 6개의 임플란트 파절예를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 파절은 예리하게 가공된 나사산이나 나사골에서 나타났으며 6개의 파절 표본 중 5개는 고정체의 첫나사 부위에서 1개는 세 번째 나사부위에서 파절이 있었다.

2. 나사산과 나사골의 가공시 거칠기가 심하게 된 부분이나 라운딩 반경을 작게하여 가공한 고정체 경부에서 균열이 발생되었다.
3. 제조과정에서 혼입된 SiO_2 등과 같은 비금속 개재물들이 존재한 부위에서 핏트가 발생되고 부식피로균열이 전파한 양상을 보였으며 부식생성물은 균열시점의 반대편에서 발견되었다.
4. 피로 줄무늬 관찰로부터 파절 임플란트의 피로수명을 예측할 수 있었고 임플란트의 취성파절과 연성파절을 평가할 수 있었다.
5. 파절면을 분석함으로써 파절의 원인을 예측할 수 있었다.

이상의 결과로부터 임플란트 고정체의 부식피로 파절은 구강내에서 필연적으로 발생되며 이를 방지하기 위한 방법으로서 설계의 고려 및 부식피로 파절의 수명을 연장할 수 있는 표면처리 방법 등이 개발되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. 양훈영.: 신금속재료학, 서울: 문운당. 1997, pp.117-126.
2. 이동녕.: 재료강도학, 서울: 문운당. 1995, pp. 346-399.
3. Misch, C.E. 저. 김명래 역. 최신임플란트치과학. 2000, pp. 311-324, 339- 353, 2000.
4. 민영규. 권혁신. 정재헌. “Steri-oss 임플란트의 임상결과에 관한 연구.” 대한치과보철학회지. 36:258-270, 1998.
5. 한종현 등. “치과용 골유착성 임플란트 고정체형상의 응력 분산에 관한 연구.” 대한치과보철학회지. 38:526-543, 2000.
6. Callister, W.D.. Materials science and engineering an introduction, 4th Ed. 1996, pp. 210.
7. Jones, D.A.. Principles and prevention of corrosion, Maxwell Macmillan international editions. 1992, pp.243-285.
8. Smith, W.F.. Principles of materials science and engineering, McGrow Hill. 2nd editions., 1990, pp. 304-308.
9. Aparicio, C. Olive, J.. “Comparative surface microanalysis of failed branemark implants.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 7*:94-103, 1992.
10. Balshi, T.J.. “An analysis and management of fractured implants: a clinical report.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 11*:660-666, 1996.
11. Balshi, T.J. Hernandez, R.E. Pryszlak, M.C. Rangert, B.O.. “A comparative study of one implant versus two replacing a single molar.” *Int. J Oral Maxillofac Implants. 11*:372-378, 1996.
12. Balshi, T. John, Y.H. et al. “Commentary and analysis.” *Implant Dentistry. 9*:18-22, 2000.
13. Bahat, O. Handelsman, M.. “Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 11*:379-386, 1996.
14. Boggan, R.S. Strong, J.T. Misch, C.E. Bidez, M.W.. “Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants.” *J. Prosthet. Dent. 82*:436-440, 1999.
15. Eckert, S.E. et al. “Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 15*:662-667, 2000.
16. Esposito, M. Hirsch, J. Lekholm, U. Thomsen, P.. “Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 14*:473-490, 1999.
17. Hansson, S.. “The implant neck: smooth or provided with retention elements. a biomechenical approach.” *Clin Oral Impl Res. 10*:394-405, 1999.
18. Hurson ,S.. “Threaded implant design criteria.” *International Journal Dental Symposia. 2*:38-40.
19. Ibbott, C.G.. “In vivo fracture of a basket-type osseointegrating dental implant: a case report.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 4*:255-256, 1989.
20. Jemt, T. Lekholm, U. Adell, R.. “Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients. a preliminary study on 876 consecutively installed fixtures.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 4*:211-7, 1989.
21. Langer, B. Langer, L. Herrmann, I. Jorneus, L.. “The wide fixture : a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. part I.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 8*:400-408, 1993.
22. Lekholm, U. van steenberghe, D.V. Herrmann, I. Bolender, C. Folmer, T. Gunne, J. et al. “Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a propective 5-year multicenter study.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 9*:627-635, 1994.
23. Lekholm, U. Gunne, J. Henry, P. Higuchi, K. Linden, U. Bergstrom, C. Steenberghe, D.V.. “Survival of

branemark implant in partially edentulous jaws : a 10-Year prospective multicenter study." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 14*:639-645, 1999.

24. Lemons, J.E.. "Biomaterial consideration for dental implants, part I: metals and alloys, alabama academy of general dentistry sponsored symposium on dental implants." *J. Oral Impl. 4*:503-515, 1975.
25. Mollersten, L. Lockowandt, P. Linden, L.A.. "Comparison of strength and failure mode of seven implant system: an in vitro test." *J. Prosthet. Dent. 78*:582-591, 1997.
26. Morgan, M.J. James, D.F. Pilliar, R.M.. "Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 8*:409-414, 1993.
27. Naert, I. Quirynen, M. van Steenberghe, D.V. and Darius, P.. "A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants the treatment of partial edentulism." *J. Prosthet. Dent. 67*:236-245, 1992.
28. Patterson, E.A. John, R.B.. "Theoretical analysis of fatigue life of fixture screws in osseointgrated dental implants." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 7*:26-34, 1992.
29. Piattelli, A.. "Light and scanning electron microscopic report four fractured implants." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 13*:561-564, 1998.
30. Piattelli, A. Scarano, A. Paolantonio, M.. "Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 13*:273-275, 1998.
31. Rangert, B. Jemt, T. Jorneus, L.. "Forces and moments on branemark implants." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 4*:241-247, 1989.
32. Rangert, B.R. Sullivan, D. Jemt, T.M.. "Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 12*:360-370, 1997.
33. Rangert, B. Krogh, P.H.J. Langer, B. Van Roekel, N.. "Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 10*:326-334, 1995.
34. Ricci, J.K. Kummer, F.J. Alexander, H. et al. "Embedded particulate contaminants in textured metal implant surfaces." *J. Appl. Biomater.* (3). 1992.
35. Saadoun, A.P. and Legall, M.L.. "Clinical results and guidelines on Steri-Oss endosseous implants." *Int. J. Periodont. Rest. Dent. 12*:487-499, 1992.
36. Takeshita, F. et al. "Fractures of hydroxyapatite-coated blade implants connected with natural teeth. a histological study using SEM, light microscopy, and an image processing system." *J. Periodontol. 67*:86-92, 1996.
37. Tolman, D.E. Laney, W.R.. "Tissue-integrated prosthesis complications." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 7*:477-484, 1992.
38. Weinberg, L.A.. "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 8*:19-31, 1993.
39. Weinberg, L.A.. "Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics." *Implant Dentisry. 7*:227-284, 1998.
40. Wiskott, H.W. Belser, U.C.. "Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone." *Clin. Oral Impl. Res. 10*:429-444, 1999.