임프란트 보철수복물에서의 인접치간 접촉강도의 평가

조선대학교 치과대학 치과보철학교실

김상필·정재현·강동완·오상호

본 연구의 목적은 안정 시, 임프란트 보철물과 자연치 사이의 인접치간 접촉강도를 평가하는 것이다. 좌측 상악 또는 하악 제2대구치에 단독으로 임프란트가 식립되어 보철물이 장착되어 있는 20명의 피험자를 임프란트 군으로, 좌측 상하악 제1대구치와 제2대구치 사이의 인접부위에 수복물이 없는 10명의 피험자를 대조군으로 나누어 교합력이 작용하지 않는 안정상태에서 인접치간 접촉강도를 평가하였다. 자연치 사이의 인접치간 접촉강도가 전반적으로 높게 나타났고, 특히 하악에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 임프란트 보철물에 있어서 인접치간 접촉을 좀 더 강하게 부여할 필요가 있음이 시사되었고 또한 자연치아와 임프란트 보철물사이의 경시적 변화에 따른 인접접촉강도의 변화를 평가할 필요가 있음이 시사되었다.

주요단어: 인접치간접촉, 임프란트 (대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(4):371-379)

서 론

각각의 악궁에 있어 인접한 치아사이의 적절한 접촉관계는 치열의 안정 및 연속성의 유지에 중요한 역할을 한다[1,2]. 인접면 접촉이란 동일 악궁에서 인접치아와 연결 또는 접촉되는 치아의 한 부분으로 정의되고 있다[3]. 치아 사이의 과도한 접촉은 치아 간에 쐐기작용을 일으켜 바람직하지 않은 치아의 이동을 일으키고 반대로 접촉이 너무 약하면 음식물 삽입으로 인한 치아우식, 구취, 치주질환 등을 야기할 수 있다[4-9]. 따라서, 치아의 수복 시, 적절한 인접치관 관계의 회복은 매우 중요하며, 이를 위해서는 우선, 자열 치열에 있어서의 인접치간 접촉강도의 정량적 평가가 필요하다.

임상에서는 일반적으로 치실을 이용하여 인접면의 접촉강도를 평가하는데, 치실이 인접 치아사이를 약간 저항감 있게 통과할 경우 적절하다고 판단하고 있다[10-11]. 이 방법은 임상에서 간단하게 사용될 수 있지만, 치실은 접촉강도의 미세한 변화를 인지하기 어렵기 때문에 인접면 접촉강도를 정확히 평가하기에는 부적절하다는 보고도 있다[12]. Osborn[13]은 최초로 마찰력의 개념을 도입하여 치아사이에 삽입된 얇은 금속판을 잡

교신저자 : 오상호
501-759 광주광역시 동구 서석동 375
조선대학교 치과대학 치과보철학교실
FAX: +82-62-227-2363
E-mail: shoh@chosun.ac.kr
원고접수일: 2008년 9월 15일, 원고수정일: 2008년 10월 27일, 원고채택일: 2008년 12월 25일

아당김으로써 인접치간 접촉강도의 정량화를 시도하였다. 그 후, 여러 논문에서 마찰력을 이용하여 인접면 접촉강도를 평가하려는 시도가 계속되었다. Southard 등[14]은 digital tension transducer를 이용하여 0.038mm 두께의 금속판을 잡아당길 때 발생하는 마찰력을 측정하여 인접면 접촉 강도를 평가하였고, Dörfer 등[15]은 금속판을 제거하는데 필요한 힘과 치아에 대한 금속판의 상대적인 운동량을 측정할 수 있는 스트레인 게이지(strain gauge)가 부착된 특수 손잡이에 0.05mm 금속판을 고정한 후 이를 제거함으로써 인접면 접촉 강도를 측정하였다. Oh 등[16]은 금속판이 인접면에 수평하게 제거되는 장치를 개발하였다. 이 장치는 치간부에 삽입된 0.03mm 두께의 금속판을 제거할 때 발생하는 마찰력을 경첩(hinge)를 통하여 압축력으로 전환하여 인접면 접촉 강도를 측정할 수 있게 고안되어 교합시에도 인접치간 접촉강도를 측정할 수 있도록 하였다. 또한, Choi[17]는 인접면에 삽입한 금속판을 전기모터를 이용하여 일정한 속도로 제거하고, 그 때 발생하는 마찰력을 측정하여 인접면 접촉강도를 평가하는, 디지털 방식의 인접면 접촉강도 측정장치를 개발하였다.

Parfitt[18]은 안정 시 치아는 치근막의 혈류에 의해 맥동을 하고 있음을 보고하였고, Körber[19]는 전치부에서의 맥동방향 및 파고의 정도를 보고하였다. 한편, 골유착 임프란트는 자연치와는 달리, 치근막과 같은 기계적 자극에 대한 수용기가 없어[20,21], 안정 시에, 자연치에서와 같은 맥동에 의한 미소변화를 나타내지 않고, 교합력이 가해졌을 때의 변화량도 자연치에 비해 매우 적다[22]. 따라서, 임프란트 보철물에서의 인접치간 접촉강도는 자연치와는 다른 양상을 보일 것으로 생각되나 이에 대한 연구는 거의 찾아볼 수 없다.

본 연구의 목적은 새로 개발된 측정 장치를 이용하여 안정 시, 자연치와 임프란트 보철물 사이, 그리고 동일 부위의 자연치 사이의 인접치간 접촉강도를 정량적으로 평가, 비교 하는 것이었다.

연구재료 및 방법

1. 피험자

자연치사이인 상악 좌측 제1,2대구치 사이의 측정값을 UM군, 하악 좌측 제1,2대구치 사이의 측정값을 LM군으로, 상·하 제2대구치에 임프란트 보철물이 장착된 경우, 상악 제1대구치와 임프란트 사이의 측정값을 IUM군, 하악 제1대구치와 임프란트 사이의 측정값을 ILM군으로 분류하였다.

1) 자연치 사이의 인접치간 접촉강도

Class 1 교합을 갖는 성인 10명(남;5명, 여;5명, 평균나이;27.1세)이 이 실험에 참가하였다. 제2대구치까지 모든 치아가 존재하였으며 제3대구치는 육안 상 존재하지 않았다. 측정부위의 인접면 치료 및 교정치료를 받은 경험이 없었으며, 음식물 삽입, 치주질환, 그리고 턱관절 장애의 증상 및 징후도 없었다. 피험자 선택 시, 금속판을 사용하여 인접치간 접촉상태의 적절성 여부를 결정하였는데, 안정 상태에서 0.05mm의 금속판(Contact gauge: GC Co., Tokyo, Japan)이 약간의 저항을 갖고 삽입가능하고, 0.11mm는 삽입되지 않는다면 적절한 인접접촉상태로 간주하였다[23].

2) 자연치와 임프란트 사이의 접촉강도

상악 좌측 제1대구치 및 하악 좌측 제1대구치는 자연치이고, 상악 좌측 제2대구치와 하악 좌측 제2대구치에 단일 임프란트가 식립되어 상부보철물이 장착된 성인 각각 10명, 총 20명(남;14명, 여;6명, 평균나이;47.4세)을 대상으로 하였고, 측정부위의 인접면 치료 및 교정치료의 기왕력이 없었으며 음식물 삽입, 치주질환, 그리고 턱관절 장애의 증상 및 징후도 없었다. 자연치 사이에서와 마찬가지로 안정 상태에서 0.05mm의 금속판(Contact gauge: GC Co., Tokyo, Japan)이 약간의 저항을 갖고 삽입가능하고, 0.11mm는 삽입되지 않는다면 적절한 인접접촉상태로 간주하

였다. 식립된 모든 임프란트는 3i 사의 internal connection type의 parallel walled implant(Implant Innovations, Inc., Florida, USA)로 고정체(fixture)의 직경은 모두 4.0mm이었고, 길이는 11.5mm 이상이었다. 모든 지대주는 screw retained UCLA gold(hexed) abutment 였다. 모든 상부 보철물은 금과 백금의 함량이 56% 이상인 금합금 전부주조관 이었다. 모든 피험자에게서 고지에 입각한 동의를 얻었고 동일 술자에 의해 임프란트 상부 보철물이 장착 되었다.

2. 측정장치

인접치간 접촉강도를 측정하는 장치에 대해서는 이전 논문[17]에 자세히 소개되어 있다. 간략히 요약하면, 측정 장치는 감지부, 구동부, 몸체부 및 측정부로 구성되어 있다. 본 장치의 핵심부분인 감지부는 strain gauge(LC-4102, A&D Technology Inc., Ann Arbor, Michigan, USA) 센서에서 나오는 출력전압을 아날로그 처리 회로를 통하여 증폭 및 필터링 한 후, 디지털로 변환하여 처리할 수 있도록 해주는 부분이고, 구동부는 구동모터(driving motor)로서 stepping motor (Saehan Electronics Co. Ltd, Chungju, Korea)를 사용하였으며, 장치의 각 부분은 두랄루민(duralumin) 합금 본체에 고정되어 있다. 측정부는 21mm 직경의 두랄루민 파이프를 가공하여 손잡이를 만들고 내부에 15mm 직경의 알루미늄 합금 봉 재료를 가공하여 몸체에서 연결된 강철선과 인접면에 삽입되는 금속판을 나사로 고정하였다. 시작 버튼을 누르면 금속판이 8mm/s의 속도로 일정하게 제거되며 편의성을 위해 측정 후 자동으로 원위치로 이동하는 리미트 스위치(Limit switch : LS)를 장착하였다.

3. 인접접촉강도의 측정

먼저 피험자를 두부 지지대가 있는 치과용 의자에 정좌위(upright position)로 앉힌 후, 피험자의 모든 근육을 이완시킴으로써 안정 상태를 유지 시켜, 상·하악간의 치아 접촉이 없게 하였다. 장치의 전원을 켜고 영점을 조절하고, 상,하악의 좌측 제1대구치와 제2대구치 사이의 인접 접촉면을 공기 압축기로 건조시킨 후, 두께 0.03mm, 폭 2mm의 금속판을 인접면에 삽입하여 위치시켰다(Fig. 1,2,3). 측정부의 시작 버튼을 누르면 금속판이 일정한 속도로 제거되는데, 제거 시 마이크로 프로세서에 나타나는 최대값을 기록하였

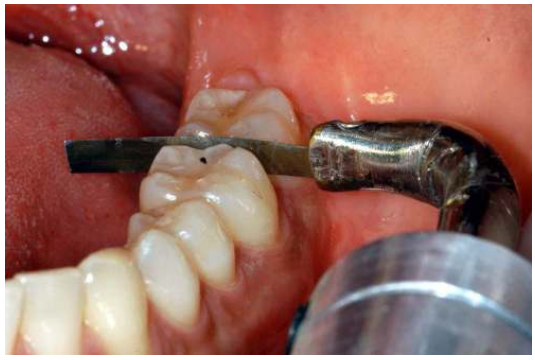

Fig. 1. Measurement of proximal contact tightness between the left first molar and second molar in the mandible.



Fig. 2. Measurement of proximal contact tightness between the left first molar and second molar(dental implant) in the mandible



Fig. 3. Radiograph of implant.

다. 측정은 동일 부위에서 각각 5번씩 반복하여, 이 중 최대값과 최소값을 제외한 나머지의 평균값을 그 치간부의 대표값으로 결정하였다. 매 측정 시 마다 2분 이상의 휴식간격을 부여하였고[24], 모든 실험은 오후 4시 경에 시행하였다. 임프란트의 경우, 임프란트 상부 보철물을 최초 장착한 시점에서 3개월 후에 시행하였다.

4. 통계분석

소프트웨어 패키지 SPSS 버전 12.0(SPSS Inc., Chicago, USA)을 이용하여 통계처리를 하였다. 각 군간의 측정값을 One-way ANOVA test를 이용하여 비교하였고, 사후 검정으로 Bonferroni test를 이용하였다. $p<.05$ 의 경우를 통계적으로 유의한 것으로 간주하였다.

결 과

자연치 사이인 UM군과 LM군의 인접치간 접촉강도는 각각 1.48(±0.44) N, 1.78(±0.40) N 이었고, 자연치와 임프란트 사이인 IUM군과 ILM군에서는 각각 1.14(±0.37) N, 1.30(±0.32) N 이었다. LM군과 IUM군($p<.01$), LM군과 ILM군($p<.05$)에서 각각 통계적으로 유의한 결과를 보였다.(Table I, Fig. 4)

Table I. Values(N) of tightness of proximal tooth contact

	TPTC			
	26/27	36/37	26/27(impt)	36/37(impt)
	1.24	1.36	1.56	1.58
	1.00	1.89	0.70	1.67
	0.80	1.09	1.02	1.43
	1.37	1.91	1.59	0.85
	1.54	1.45	1.29	1.24
	1.81	1.65	0.56	1.06
	2.10	1.87	0.90	1.55
	1.35	2.39	0.91	1.58
	2.16	2.22	1.35	0.81
	1.45	1.94	1.49	1.19
Mean (sd)	1.48 (0.44)	1.78 (0.40)	1.14 (0.37)	1.30 (0.32)

(TPTC: tightness of proximal tooth contact, impt: implant)

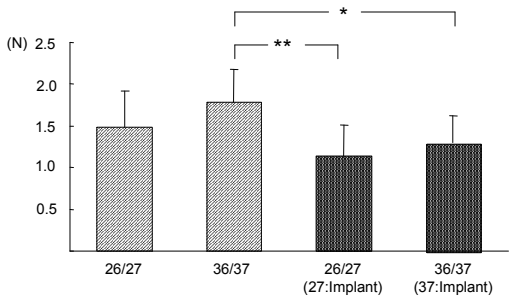

Fig. 4. Mean values(N) of tightness of proximal tooth contact in each area.
(*p<.05, **p<.01, One-way ANOVA, Bonferroni correction)

총괄 및 고찰

일반적으로 치과의사들은 교합접촉이 없는 안정 상태에서 자연 치아는 인접치아와 서로 접촉하고 있다고 믿어왔다. Southard 등[25]은 안정 시의 치아는 약간의 압력을 가지면서 인접치아와 접촉한다고 하였고, 따라서 주조 수복물을 제작할 때, 인접접촉을 확실히 부여하는 것이 바람직한 것으로 여겨져 왔다[26-28]. 그러나 다른 연구에서는 안정 시의 인간의 치아는 치근막 내에 흘러들어간 혈류에 의해 심박수와 같은 주기로, 1μm 전후로 맥동을 하고 있다고 보고하고 있다[19]. 특히 Kato[29,30]는 3차원 미소변위계를 사용하여 치아의 변위를 측정한 결과, 안정 시의 인접치아 사이에 0.25-0.75μm의 공간이 존재한다고 하였고, Kasahara 등[23]은 CCD(Charge Coupled Device) 마이크로스코프를 사용, 인접치아 사이에서 3-21μm 공간을 직접 관찰하였다. 한편, 치아는 기능 시에 변위되고 이런 변위에 의해 치아의 인접치간 사이의 공간은 사라진다[23]. 따라서 이악물기 등의 기능 시에도 인접치간의 접촉강도를 평가할 필요가 있다. Oh 등[16]은 경첩(hinge)를 통해 마찰력을 압축력으로 변환시키도록 고안된 strain gauge를 부착한 장치를 이용해 안정 시 뿐만 아니라 이악물기 시에도 인접치간 접촉강도를 측정하여, 안정 시에 비해 이악물기 시에 접촉강도가 증가함을 보여주었고, 이러한 기능 시의 접촉강도의 증가는 교합접촉과도 밀접한 관련이 있음을 보고하였다[31]. 한편, 임프란트는 치근막이 존재하지 않아 자연치에 비해 교합인식이 더 떨어지고[32,33], 고유수용정보를 전달하는데도 자연치에 비해 느리다[34]. 또한 가벼운 하중에도 즉각적으로 움직이는 자연치아와는 반대로, 순간적인 초기의 수직 운동은 거의 없으며, 이차적인 운동으로 3-5μm의 범위에서 변화 한다[35]. 이러한 이유 등으로 인해 임프란트 상부 보철물에 있어, 인접치간 접촉은 자연치와는 다소 다르게 부여할 필요가 있을 것으로 생각되지만, 임프란트 상부 보철물에서의 인접치간 접촉강도에 대한 논문은 찾아볼 수 없다.

인접치간 접촉강도를 측정하는 장치에 관해서는 몇몇 논문에서 보고하고 있다[14,15,36]. 그러나 이러한 장치들은 장치 자체의 구조적인 문제로 인해 이악물기 등 기능적인 경우에는 측정이 곤란하다. 본 실험에 사용된 장치는 기능 시에도 인접면 접촉강도를 측정할 수 있도록 새롭게 고안되었는데, 인접면에 삽입한 금속판이 전기모터에 의해 일정한 속도로 제거될 수 있도록 설계되었고, 또한 구강 내에 들어가는 부위의 부피가 최소화되도록 하여 제1,2대구치 사이에서도 쉽게 측정할 수 있도록 하였다[17]. 또한, 본 장치의 최대측정범위인 98N 내에서의 측정오차는 ±0.02N으로[17], 안정 시와 교근의 50% MVC (maximum voluntary contraction) 이악물기 시에서의 인접치간 접촉강도가 0.1-23N 범위[16] 내에 있다고 하였을 때, 그 측정능력은 만족할 만한 것으로 생각된다. 또한, 본 장치에서는 금속판이 8mm/s의 일정한 속도로 제거되도록 하였는데, 이는 0.83-8.33mm/s의 범위에서는 속도가 마찰력에 영향을 주지 않는다는 Fuhrmann 등[37]의 보고에 근거를 두었다.

측정시점에 있어, Dörfer 등[15]은 치주인대의 피로와 점탄성 성질의 변화로 인해 안정 시 인접면 접촉 강도가 그 변화량은 극히 적지만 오전에서 증가하다가 오후에는 다시 감소하였다고 보고하였다. 또한, 하루 중, 식사 시에 저작근의 활성이 가장 높은 것으로 나타나기 때문에[38], 본 실험에서의 측정은 식사 후 충분한 휴식 시간을 부여한 오후 4시에 측정하였다. 또한 치아는 기능 시 가해지는 힘의 수직적 요소에 의해 치조골 내로 치아를 함입되며, 수평적 요소에 의해 근심 측으로 변위된다. 이러한 치아함입이나 근심변위는 인접 접촉 강도에 영향을 미친다[39]. 또한, 치아 뿐만 아니라 악골, 특히 하악의 치조골도 변형이 되는데[40,41], 이러한 기능 시 치아의 변위 및 악골의 변형이 인접 접촉 강도에 미치는 영향을 최소화하기 위해 측정 1시간 전에는 음식 섭취를 제한하였다. 그러나 연하와 같은 기능 시에 발생하

는 교합 접촉이나 교합력은 제한하지 않았다.

측정은 정좌위(upright position)[14] 상태에 시행하였으며, 치아 접촉이 없는 약간 개구된 상태의 안정 상태에서 측정하였고, 개구량은 특별히 통제하지 않았다. 그러나 개구량이 커질 경우, 외측익돌근의 활성에 의한 하악의 휨 현상으로 구치부간 거리가 좁아지며 이것은 인접 접촉 강도에 영향을 미친다[13]. 따라서 측정 시, 치아 접촉이 없는 상태에서 개구량을 최소로 하였으며 가능한 한 모든 근육을 이완된 편안한 상태에서 측정하였다. 특히 본 실험에 사용된 측정장치는 금속판을 수평방향으로 제거하므로 교합면으로 금속판을 제거하는 일부 측정 장치[15]에서와 같은 과도한 개구를 요하지 않는다. 또한 마찰력은 접촉 면적과는 상관이 없고, 접촉면의 상태에 따라 달라질 수 있기 때문에[42], 측정 시, 측정부위는 압축 공기를 사용하여 가능한 건조시켰다.

본 연구에서는, 실제 임상에서 이루어지고 있는 임프란트 보철물과 자연치 사이의 인접치간 접촉강도를 정량적으로 평가하여, 동일 부위의 자연치 사이의 접촉강도와 비교하고자 하였다. 본 연구의 결과에 의하면 상,하악 좌측 제1대구치와 제2대구치의 자연치 사이의 접촉강도 즉, UM군과 LM군 사이에서는 유의차가 없었는데, 이는 Vardimon 등[36]의 결과와 일치한다. 그러나 다른 연구에서는 안정 시, 상악에 비해 하악에서 인접치간 접촉강도가 더 크다고 보고하고 있다[15,16]. 본 연구의 결과도, 비록 유의차는 없었지만 하악 제1,2대구치 사이의 접촉강도가 상악에 비해 더 큰 경향을 보였다. 이것은 치열궁의 형태나 치아의 경사와 같은 상악과 하악의 해부학적 차이에서 기인한 것으로 생각된다[43]. 향 후 피험자의 수를 늘려 측정한다면 더욱 정확한 정보를 얻을 수 있을 것으로 생각된다. 상,하악 제2대구치 부위에 임프란트 상부 보철물이 장착된 경우 즉, IUM군과 ILM군 사이에서는 서로 통계적 유의차가 나타나지 않았지만, 자연치 사이의 접촉강도에 비해서는 낮은 접촉강도를 보였다. 특히, LM군과 비교했을 때, IUM군과 ILM군의 인접치간 접촉강도는 유의하게 낮게 나타났다. 이는 매우 흥미로운 결과로, 식편압입을 방지하기 위해서는 저작 시의 인접치간의 접촉강도가 안정 시에 비해 더 강해야 한다는 개념에 따르면, 임프란트는 치근막이 없어 저작 시의 변위량이 자연치에 비해 적기 때문에, 이 점을 감안하여, 임프란트 상부 보철물이 장착되는 경우, 자연치 사이에 비해 안정 시에 약간 더 강하게 접촉시키는 것이 바람직하다고 생각되나, 본 실험에서는 이러한 예측과는 다소 다른 결과가 나타났다. DuBois 등[44]은 인접치간에 금속수복물이 있을 때, 자연치 사이보다 안정 시에 공간이 더 크게 나타났고, 복합레진이 있는 경우는 자연치 사이에 보다 공간이 적었다고 보고하였다. 본 실험에서 모든 임프란트 상부 보철물은 금속으로 제작되었기 때문에 자연치 사이에서 보다 접촉강도가 낮게 나타났을지도 모른다. 또한, 최근, 과학적 근거는 없으나 임상적 경험 상, 임프란트 상부 보철물 장착 후 경시적 변화에 따라 임프란트 전후방의 접촉강도가 약해지는 경향이 보고되고 있다. 본 실험에서는 임프란트 상부 보철물 장착 후 치열 내에서 안정될 수 있도록, 3개월이 지난 후에 측정을 하였는데, 상부 보철물 장착 직 후, 바로 측정을 하였다면 다른 결과가 나타났을 지도 모른다. 만약, 임프란트 상부 보철물의 인접치간 접촉강도가 경시적 변화에 따라 달라진다면 이는 매우 중요한 부분으로 향 후, 좀 더 광범위한 측정을 통한 분석이 필요하리라 생각된다.

결 론

새로 개발된 인접치간 접촉강도 측정장치를 이용하여, 자연치에서의 상,하악 제1,2대구치 사이의 인접치간 접촉강도와, 상·하 제2대구치에 임프란트 보철물이 장착된 경우, 상악 제1대구치와 임프란트 사이, 하악 제1대구치와 임프란트 사이의 인접치간 접촉강도를 상부보철 장착 3개월 후에 정량적으로 평가, 비교하였다. 자연치 사이보다 임프란트 보철물이 장착된 경우에서

인접치간 접촉강도가 더 낮게 나타났는데, 이는 임프란트 보철물에 있어서 경시적 변화에 따른 인접접촉강도의 변화를 평가할 필요가 있음을 시사하고 있다.

연구비 지원 및 사의

이 논문은 2007년도 정부재원(교육인적자원부 학술연구조성사업비)으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 연구되었음(KRF-2007-313-E00510).

참 고 문 헌

1. Wheeler RC. An atlas of tooth form, 4th edn. Philadelphia, W.B. Saunders Co; 1969:12.
2. Sluder TB. Clinical dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Studevant CM, ed. The art and science of operative dentistry, 2nd edn. New York: McGraw-Hill; 1985:21.
3. The Academy of Prosthodontics. Glossary of prosthodontic terms, 8th edn. J Prosthet Dent 2005;94:46.
4. Hirschfeld I. Food impaction. J Am Dent Assoc 1930;17:1504-1528.
5. Gould MSE, Picton DCA. The relation between irregularities of the teeth and periodontal disease. Br Dent J 1966;121:20-23.
6. Hancock EB, Mayo CV, Schwab RR, Wirthlin MR. Influence of interdental contacts on periodontal status. J Periodontol 1980;51:445-449.
7. Nielson IM, Glavand L, Karring T. Interdental periodontal intrabony defects. J Clin Periodontol 1980;7:187-191.
8. Jernberg GR, Bakdash MB, Keenan KM. Relationship between proximal tooth open contacts and periodontal disease. J Periodontol 1983;54:529-533.
9. Plicher ES, Gellin RG. Open proximal contact associated with a cast restoration-progressive bone loss: a case report. Gen Dent 1998;46:294-297.
10. Barnes DM, Blank LW, Thompson VP, Hoston AM, Gingell JC. A 5-and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin. Quint Int 1991;22:143-151.
11. Prakki A, Cilli R, Saad JOC, Rodrigues JR. Clinical evaluation of proximal contacts of Class II esthetic direct restoration. Quint Int 2004;35:785-789.
12. Lindquist JT. Thesis: A study of the intra-arch relationships in normal human dentitions, Indiana University School of Dentistry; 1951.
13. Osborn JW. An investigation into the interdental forces occurring between the teeth of the same arch during clenching the jaws. Arch Oral Biol 1961;5:202-211.
14. Southard TE, Southard KA, Tolley EA. Variation of approximal tooth contact tightness with postural change. J Dent Res 1990;69:1776-1779.
15. Dörfer CE, von Bethlenfalvy ER, Staehle HJ, Pioch T. Factors influencing proximal dental contact strength. Eur J Oral Sci 2000;108:368-377.
16. Oh SH, Nakano M, Bando E, Shigemoto S, Kori M. Evaluation of proximal tooth contact tightness at rest and during clenching. J Oral Rehabil 2004;31: 538-545.
17. Choi WJ, Kim KH, Kim JA, Knag DW, Oh SH. Evaluation and development of digital device for measuring proximal tooth contact tightness. J Korean Acad Prosthodont 2007;45:687-695.
18. Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 1960;39:608-618.
19. Körber KH. Periodontal pulsation Periodontol 1970;41:382-390.
20. American Academy of Implant Dentistry. Glossary of terms, Oral Implant 1986;12:284.
21. Trulsson M, Johansson RS. Encoding of tooth loads by human periodontal afferents and their role in jaw motor control. Prog Neurobiol 1996;49:267-284.
22. Morikawa O. Influence of occlusal contacts of implant on adjacent teeth and antagonists displacements. Kokubyo Gakkai Zasshi 2003;70: 224-233.
23. Kasahara K, Miura H, Kuriyama M, Kato H, Hasegawa S. Observations of interproximal contact relations during clenching. Int J Prosthodontics 2000;13:289-294.
24. Picton DCA. Some implications of normal tooth

mobility during mastication. Arch Oral Biol 1964;9: 565-573.
25. Southard TE, Southard KA, Tolley EA. Periodontal force: a potential cause of relapse. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992;101:221-227.
26. Eissmann, H.F. Wax pattern fabrication. In: Eissmann HF, Rudd KD, Morrow RM, eds. Dental Laboratory Procedure − fixed partial denture. St. Louis, MO, USA: C.V. Mosby Co. 1980:144-146.
27. Sturdevant, J.R. & Sturdevant, C.M. Gold inlay and gold onlay restoration for ClassII cavity preparations. In: Sturdevant C, Barton R, Sockwell C, Strickland W, eds. The Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis, MO, USA: C.V. Mosby Co. 1985:490.
28. Malone, W.F.P., Koth, D.L., Cavazos, E. Jr., Kaiser, D.A. & Morgano, S.M. Laboratory support for fixed prosthodontics. In: Gregore H, ed. Theory and Practice of Fixed Prosthodontics, 8th edn, St. Louis, MO, USA: Ishiyaku EuroAmerica. 1993:288-289.
29. Kato H. The function of the tooth supporting structures. Part I. A method of measuring tooth displacement in two dimensions. J Jpn Prosthodont Soc 1981;25:733-745.
30. Kato H. The function of the tooth supporting structures. Part II. The dynamics of molars in function and at rest. J Jpn Prosthodont Soc 1982;26:133-147.
31. Oh SH, Nakano M, Bando E et al. Relationship between occlusal tooth contact patterns and tightness of proximal tooth contact. J Oral Rehabil 2006;33: 749-753.
32. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. Clin Oral Implants Res 1991;2:75-80.
33. Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D et al. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:44-51.
34. Mühlbradt L, Ulrich R, Möhlmann H, Schmid H. Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:125-130.
35. Sekine H et al. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D, ed. Tissue integration in oral maxillofacial reconstructions. Amsterdam: Elsevier; 1986:306-332.
36. Vardimon AD, Matsaev E, Lieberman M, Brosh T. Tightness of dental contact points in spaced and non-spaced permanent dentitions. Eur J Orthodont 2001;23:305-314.
37. Fuhrmann R, Grave C, Diedrich P. In vitro evaluation of a measurement method to analyze the interdental, mesially directed force. J Orofacial Orthop 1998;59:362-370.
38. Miyamoto K, Yamada K, Ishizuka Y, Morimoto N, Tanne K. Masseter muscle activity during the whole day in young adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;110:394-398.
39. Southard TE, Behrents RG, Tolley EA. The anterior component of occlusal force: Part I. Measurement and distribution. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:493-500.
40. Omar R, Wise MD. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. J Oral Rehabil 1981;8:209-221.
41. Korioth TWP, Versluis A, Beyer JP. Numerical simulation of approximal dental contact forces during clenching. J Dent Res 1997;76:245-250.
42. Shames IH. Engineering Mechanics, Vol.1, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1966;170-174.
43. Kusakari H. Study on the contact point with special reference to interdental separation. J Jpn Prosthodontic Soc 1965;9:161-182.
44. Dubois LM, Niles SM, Boice PA. The magnitude of interproximal spaces between adjacent teeth. Am J Dent 1993;6:315-317.

Evaluation of Tightness of Proximal tooth Contact on Implant Prostheses

Sang-Pil Kim, J-Hyun Jung, Dong-Wan Kang, Sang-Ho Oh

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The aim of this study was to evaluate the tightness of proximal tooth contact(TPTC) using a novel device at rest state on implant prostheses. Ten healthy young adults with class I normal occlusion consented to participate in the study and twenty patients were restored with a total 20 single-implant crowns in the left maxillary and mandibular second molars for 10 single-implant crowns, respectively. Test area were divided by 4 groups. UM describes the contact between the upper natural left first molar and natural second molar; LM the contact between the lower natural left first molar and natural second molar; IUM the contact between the upper natural left first molar and implant second molar and ILM the contact between the lower natural left first molar and implant second molar. The TPTC was measured at rest state in each area. The mean TPTC of the UM, LM, IUM and ILM was 1.48(±0.44) N, 1.78(±0.40) N, 1.14(±0.37) N and 1.30(±0.32) N respectively. These results indicate that the TPTC was less between natural tooth and implant prosthesis than between natural teeth.

Key words: Implant, Proximal contact

Correspondence to : Sang-Ho Oh
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University
375 Seosuk-dong, Dong-gu, Gwangju, 501-759, Korea
FAX: +82-62-227-2363
E-mail: shoh@chosun.ac.kr
Received: September 15, 2008, Last Revision: October 27, 2008, Accepted: December 25, 2008