

가이드 수술용 템플릿을 위한 5축 정밀가공공정의 정확성에 관한 연구

박지만¹ · 이태경² · 정제교² · 김 용³ · 박은진¹ · 한종현⁴ · 객재영⁵ · 김성균⁵ · 허성주^{5*}

¹이화여자대학교 의과대학 치과보철과, ²서울중앙치과, ³한림대학교 임상치의학대학원 임플란트학과,

⁴연세대학교 치과대학 보철학교실, ⁵서울대학교 치과대학 보철학교실

연구 목적: 컴퓨터-가이드 임플란트 수술은 전통적인 방법에 비해 여러 가지 장점을 가진다. 본 연구의 목적은 가이드 수술용 템플릿 제작을 위한 좌표동기화 5축 정밀가공공정의 정확도를 범용 CAD 소프트웨어를 통해 역설계공학의 방법으로 평가하는 것이다.

연구 재료 및 방법: 악궁 형태의 모형에 거타퍼쳐 스타핑을 매식한 10 개의 모형을 만들고 상부에 실리콘 인상재를 이용하여 인공치은을 덮어 스타핑의 위치를 보이지 않게 가렸다. 모형의 하면에 동기화를 위한 좌표동기화 형상을 만든 뒤 Cone beam CT에서 3차원 영상을 얻었다. 임플란트 계획 소프트웨어의 CT 이미지 상에서 매식된 스타핑과 동일한 방향으로 스타핑의 1/2 깊이까지 가상의 시술계획을 하고, 스타핑의 방향벡터와 저지점 (1/2지점) 데이터를 석고모형의 영상으로 좌표동기화 하였다. 이후 모형 하면의 좌표동기화 형상을 이용하여 가공기상의 좌표로 좌표변환을 통해 가공좌표동기화를 하였다. 5축 밀링머신의 좌표동기화판에 모형을 고정한 후, 동기화된 가공 데이터에 의거하여 스타핑과 동일한 직경의 드릴로 계획된 벡터와 깊이로 정확히 가공 하였다. 모델에 정확히 안착되는 인상트레이를 CT 장비에 미리 고정된 상태에서, 인상트레이에 모델을 적합하여 이미지를 획득한 뒤 3차원 재구성하는 방법으로 영상을 중첩하여 비교 분석하였다. SolidWorks (Dassault Systems, Concord, USA) 범용 CAD 상에 영상을 불러들여 역설계공학의 방법으로 실린더 상부, 하부의 중심에서의 위치편차와 각도편차를 조사하였다. 통계는 SPSS (release 14.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 이용하여 각 편차 사이의 상관관계를 분석하였다 ($\alpha=0.05$).

결과: 위치 편차로 인하여 모든 드릴 보어 (bore)에서 상부 1/2에 잔존하는 거타퍼쳐의 일부를 관찰할 수 있었다. 실험 모형상에서 계획된 이미지와 드릴링 후 CT에서 역설계를 거친 이미지 사이의 위치편차는 상부에서 0.31 (0.15 - 0.42) mm, 하부에서 0.36 (0.24 - 0.51) mm, 각도편차는 1.62 (0.54 - 2.27)° 이었다. 실린더 상부와 하부 위치 편차는 양의 상관관계를 가졌다 (Pearson Correlation Coefficient = 0.904, $P = .013$).

결론: 좌표동기화 5축 정밀가공 공정은 가이드 수술용 템플릿을 제작하는데 적합한 정확도를 가진다. (대한치과보철학회지 2010;48:294-300)

주요단어: 컴퓨터-가이드 수술, 임플란트 수술용 템플릿, 밀링머신, 역설계공학

서론

1972년 Hounsfield가 computed axial transverse scanning이라는 영상기술을 소개한 이래로 CT는 많은 발전이 있어 왔고, 현재는 multi-slice spiral CT, Cone beam CT 등의 기기가 소개되어 과거에 비해 방사선 조사선량과 촬영 시간이 줄어들어 보다 현실적인 운영이 가능해졌다.¹ 이와 함께, PACS (Picture Archiving Communication System)의 보급으로 인한 CT촬영 결과물의 확장자 표준화를 통해 DICOM (Digital Image Communication in Medicine) 규격이 생겨나게 되었고, 표준화된 규격을 바탕으로 3차원 영상물을 분석하여 진단과 치료 영역에서 활용할 수 있는 소프트웨어들이 활발하게 개발되고 있다.² 의학 영역 중에서도 치의학은 디지털화가 많이 이루어진 분야인데, 광학 혹은 접촉식 스캐너와 CAD/CAM 기술을 이용한 보철 수복물 제작과 더불어 CT 영상을 이용한 임플란트 수술 계획 및 가이드 수술 (guided surgery)의 활용은 대표적인 예이다.

오래 전부터 치과용 임플란트 영역에서 CT 영상을 2D 또는 3D 재구성을 통해 진단목적에 사용하여 왔지만, 진단 및 계획 결과를 가이드 제작에 반영하여 실제 임플란트 식립에 활용한

것은 2000년대 이후이다. Fontin 등은 CT를 이용한 술 전 계획을 최대한 활용하기 위해서는 이를 수술장으로 정확히 옮기는 것이 필요하다고 하였고, 컴퓨터-가이드 수술 (Computer-Guided Surgery, CGS)의 개념을 정리하였다.³ 컴퓨터-가이드 수술용 템플릿의 제작 방법은 컴퓨터 상에서 템플릿 형태까지 디자인한 후, 쾌속 조형법 (Rapid Prototyping, RP)을 이용하여 수지를 축성하는 NobelGuide™ (Nobel Biocare, Zurich, Switzerland)와 같은 'RP 제작 시스템' 과 모형상에서 미리 제작된 수지를 절삭 가공하는 Compu-Guide™ (Implant Logic Systems Ltd., New York, USA), EasyGuide™ (Keystone dental, Burlington, USA)나 Navis™ (EZplant, Seoul, Korea)와 같은 '가공좌표 동기화 기반 벡터 밀링 시스템'으로 크게 나눌 수 있다. 이 방식은 RP 장비의 정밀도 한계 및 RP Product의 취급용이성 문제와 더불어 제작을 위해 템플릿의 설계 형상을 사람이 직접 설계해야 하거나 아니면 스캐닝을 통해 영상정보를 얻어야 한다는 문제가 있어왔다. 영상정보를 얻을 때에도 정밀한 영상을 얻기 위해서는 접촉식이나 광학식 스캐너를 써야 하는데 이는 음영대에 의해 용이치 않으며, 음영대를 피하기 위해 CT스캐너를 사용하게 되면 정밀도가 상대적으로 많이 떨어지기 때문이다. 아울러 고가의 RP 장비를

*교신저자: 허성주

110-768 서울특별시 종로구 연건동 275-1 서울대학교 치과대학 치과보철과 02-2072-3393; e-mail, 0504theo@hanmail.net

원고접수일: 2010년 10월 3일 / 원고최종수정일: 2010년 10월 11일 / 원고채택일: 2010년 10월 16일

운영하면, 센터 방식으로 이용할 수밖에 없고, 이는 해외배송으로 이어져 시간지연과 부가적인 지출을 야기하게 되었다. 반면에 밀링머신을 이용한 방법은 5축 이송이 가능한 기기에 석고모델이나 그와 결합 가능한 장착물을 결합하여 보링작업을 통해 정밀가공을 하여 제작하기 때문에 어떠한 형태로든 석고 모델 상에서 가이드 템플릿을 제작하는 효과가 있어서 결과적으로 구강내 적합정밀도를 높일 수 있다.⁴

가공좌표 밀링 시스템을 이용한 템플릿 제작은 두 가지 방법으로 나눌 수 있는데, 우선 모형상에 미리 제작한 템플릿 틀 (framework)을 장착한 채로 템플릿에 바로 금속 애관 (metal bushing)이 들어갈 자리를 보링가공 (boring)한 다음 애관을 삽입, 부착하는 방법과, 모형에 바로 애관과 애관 고정체 (bushing holder)가 들어갈 위치를 보링가공하여 이 복합체를 위치시킨 다음, 그 위에 교정용 레진을 부어서 템플릿을 완성하는 방법이 그것이다. 정확한 가이드 수술용 템플릿 제작을 위해서는 상기의 두 가지 밀링 공정의 신뢰도가 중요하다.

지난 수 년간 가상공간에서 3차원 형상을 구현하는 분야가 급속히 발전하였으며, 자유곡면을 가진 물체를 스캐너로 불러들인 뒤에 거꾸로 CAD 자료로 만드는 역설계공학 (reverse engineering) 기술과 CAD 영상을 빠른 시간 내에 3차원 프린트해서 시제품으로 볼 수 있는 쾌속 조형법 분야가 생겨났다. 역설계공학 기술은 신제품의 개발기간 단축과 생산된 제품의 정밀 측정 및 오류 수정에 활발히 응용되고 있다.^{5,7} CGS 시스템의 정확도를 측정하는 대부분의 연구들은 술 전 CT 영상의 가상공간에서 임플란트의 식립 위치를 계획하고 CGS 시스템을 이용하여 임플란트를 식립한 후 CT 영상과 비교하는 병합 (merging)의 방법을 사용하고 있으며,^{8,11} 임플란트를 식립한 후 획득한 CT 영상에서 임플란트의 위치 정보를 역설계공학의 방법으로 범용 CAD 소프트웨어에 불러들인 뒤에 계획하였던 임플란트 자료와 함께 병합하여 위치 변화를 분석하는 방법이 가장 정확한 연구 방법으로 평가되고 있다.¹²

본 연구의 목적은 가상의 임플란트 대체물을 매식한 실험 모형에서 대체물의 위치를 바탕으로 템플릿을 계획하고, 이에 따라 밀링가공한 후의 CT 이미지를 범용 CAD 소프트웨어에서 역설계공학 기술로 자료화하여 미리 계획된 위치와의 편차를 측정함으로써, 수술용 템플릿을 가공하는 5축 정밀가공공정의 정확도, 특히 수술용 템플릿의 5축 가공을 위한 좌표동기화 과정 그 자체의 정밀도를 분석하는 것이다.

연구 재료 및 방법

1. 실험모형 제작 및 가상 공간에서의 계획 (Production of experimental cast and virtual planning)

악궁 형태의 모형을 실리콘 인상재 (Examixfine & Exafine putty, GC, Tokyo, Japan)로 인상 채득한 다음, 경석고 (Hi-stone, Yoshino Gypsum, Tokyo, Japan)를 부으면서 3.28 mm 직경의 거타퍼쳐 스타

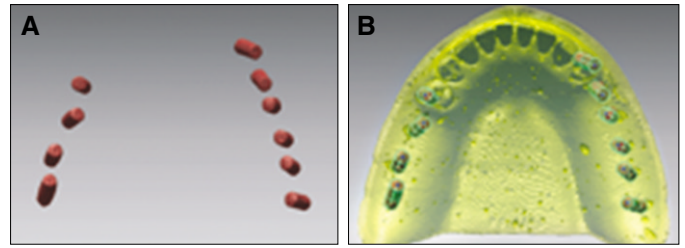


Fig. 1. 3D images of gutta percha stoppings rendered on implant planning software. A: GP cylinders without master cast layer, B: master cast with virtual planning for guided template.

핑 (GP Temporary Stopping, GC, Tokyo, Japan)을 7 mm 길이로 잘라서 열 개씩 임의의 위치에 치아의 장축 방향과 나란하게 임의의 각도로 매식하였다. 상부에는 미리 실리콘 인상재 (Examixfine, GC, Tokyo, Japan)로 만든 인공치은을 덮어 스타핑의 위치를 보이지 않게 가렸다. 총 10개의 모형을 제작하였고, 복셀 크기 (voxel size)가 0.2 mm³, 가시영역 (Field of view)이 8 cm × 5 cm인 Conbeam CT (Uni3D CS, Vatech, Seoul, Korea)로 관전압 75 kVp, 관전류량 6.0 mA로 촬영하여 DICOM 데이터 세트 (data set)를 얻었다. 이 때 모형의 하면에 3점의 좌표동기화 형상을 만들어 좌표동기화를 위한 마커로 사용하였다. 임플란트 계획 소프트웨어 (Deltacian, EZplant, Seoul, Korea) 상에서 가상의 드릴링 위치를 계획하여 치료 계획을 수립하였다. 본 연구에서 계획한 위치는 템플릿 제작을 위해 교정용 레진을 붓기 전에 금속 애관 (metal bushing)과 애관 고정체 (bushing holder) 복합체가 경석고 모형에 끼워질 수 있도록, 모형에 구멍을 형성할 목적으로 계획하였으며, 가상공간에서의 계획 (virtual planning)은 미리 식립된 스타핑과 동일한 벡터로 설정하되, 깊이는 스타핑의 상부 1/2 까지만 삭제되도록 계획하였다 (Fig. 1).

2. 5축 정밀가공 및 자동 정합 과정 (5-axis precision milling and auto merging process)

가상공간에서 계획한 데이터를 석고하판에 형성된 동기화 형상에서 추출한 3점과 집합을 형성하여 3점이 상응하는 5축 가공 기계 (Deltatron, EZplant, Seoul, Korea)상의 위치로 좌표변환을 통해 동기화하였다. 이후 가공기기의 좌표동기화판 (Synchronization Plate; EZplant, Seoul, Korea)에 위치한 모델 홀더에 모형을 고정한 후 계획한 위치에 거타퍼쳐 스타핑과 동일한 직경의 드릴을 이용하여 모형에 직접 드릴링 하였다. 드릴링은 계획된 깊이까지 밀링머신으로 정확히 시행하였다 (Fig. 2, 3).

밀링 전, 후의 비교를 위하여 밀링 전 영상과 밀링 후 영상에서 각기 검출한 계획 벡터데이터와 가공 벡터데이터를 반드시 정합하여 비교할 필요는 없으나, 밀링 후 데이터에서도 계획 벡터데이터를 역설계공학을 이용하여 재건하게 되면 그 과정에서 오차가 발생하므로, 전후 데이터의 물리적 정합을 고

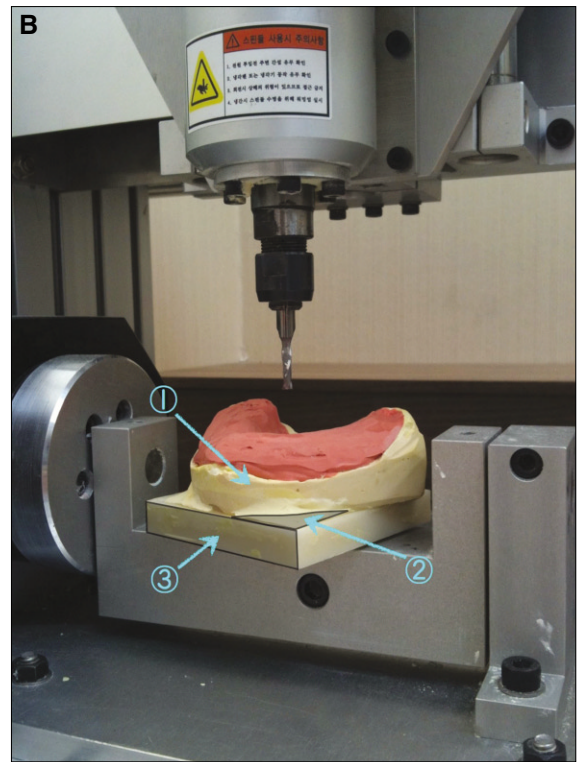
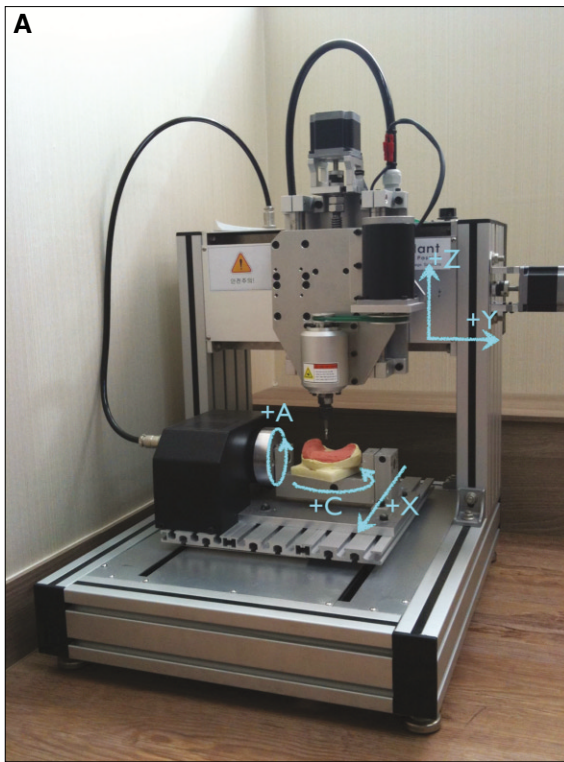


Fig. 2. 5-axis milling machine used in this study. A: Description of 5-axis path, B: Enlarged view of 5-axis milling machine. ① Experimental model, ② Platform for synchordination, ③ Synchordination plate.

려하여 시행하였다. 이를 위해, 즉 CT 영상 중첩 정밀도를 최적화하기 위해, 각 실험 모델에 정확히 안착되는 인상트레이를 CT 장비에 미리 고정된 상태에서, 인상트레이에 모델을 적합하여 이미지를 획득한 뒤 3차원 재구성하는 방법으로 영상을 중첩하여 비교 분석 (Auto merging process) 하였다.

3. Calculation of drilling deviation

5축 가공공정의 정확도를 계산하기 위해서 모델 가공 후 CT를 촬영하고 가상공간의 영상 (virtual image)과 실제 드릴링 구멍의 영상 (actual drilled bore image)에서 벡터를 지정한 후, 두 벡터 사이의 편차를 비교하였다 (Fig. 4). 이미지 분석에는 3D-Doctor (Able software Corp., Lexington, USA)와 범용 CAD인 SolidWorks (Dassault systems, Concord, USA)를 사용하였다. 개체 (object)의 상부와 하부 중점을 정하기 위하여 역설계공학 (reverse engineering) 작업을 수행하고, 그 중점을 이어서 벡터를 얻었다. GP stopping에서 계획한 실린더와 드릴링된 후에 CT 스캔된 부위의 상부 평면의 중점을 각각 a1, b1으로, 계획 시와 식립 후에 하부 평면의 중점을 각각 a2, b2로 정하여 실린더의 상부 (entrance)에서의 벡터 편차 (a1-b1), 임플란트의 침부에 해당되는 하부 (apex)에서의 편차 (a2-b2), 그리고 Inner Product의 계산에 의해 술 전 계획에서의 벡터와 술 후 영상에서의 벡터 사이의 각도 편차 (x)를 구하여 5축 가공공정의 정확도를 평가하였다. 서로 다른 편차의 매개변수들 사이의 상관관계는 피어슨 상관계수 (Pearson correlation coefficient)로써 구하였고, SPSS (release 14.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 이용하여 계산하였다 ($\alpha = 0.05$).

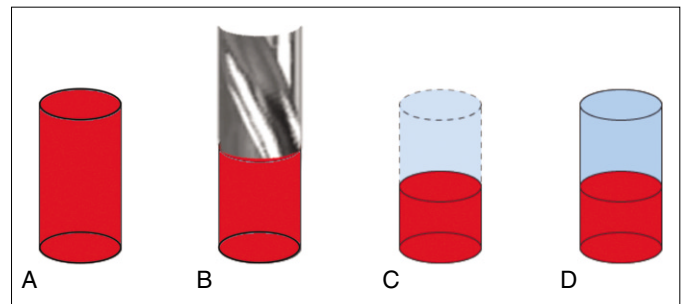


Fig. 3. Overview of milling procedure. A: hidden dental stopping, B: milling with 3.28 mm drill, C: remaining stopping, D: merging and comparative analysis.

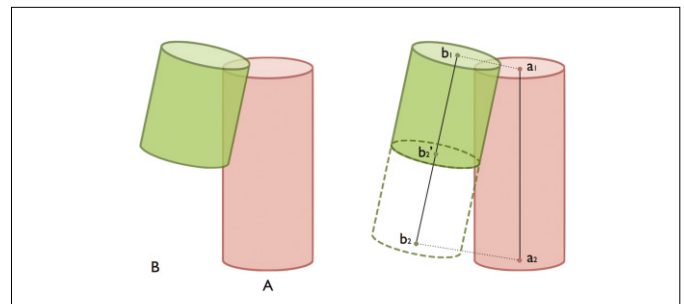


Fig. 4. Reverse engineering procedure for determining center points of upper and lower part of the objects. A: Virtually planned object, B: Actual drilled bore.

ation coefficient)로써 구하였고, SPSS (release 14.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 이용하여 계산하였다 ($\alpha = 0.05$).

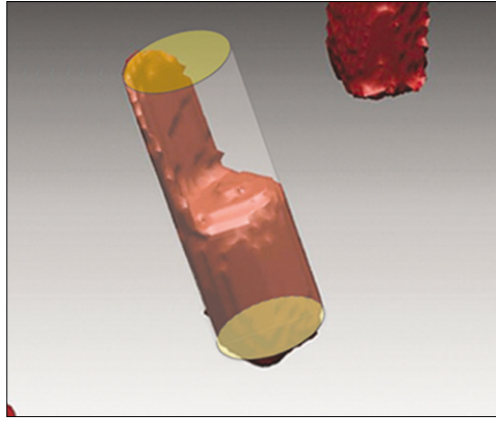


Fig. 5. Merged image on image analysis program.

Table 1. Deviations between planned and actual positions of GP stoppings (n = 100)

	Mean	SD	Range
Deviation at entrance (mm)	0.31	0.09	0.15 - 0.42
Deviation at apex (mm)	0.36	0.10	0.24 - 0.51
Angular deviation (°)	1.62	0.75	0.54 - 2.27

결과

CT 이미지를 3차원 재구성하는 방법으로 영상을 중첩하여 비교 분석한 결과, 계획된 개체 (virtually-planned object)와 드릴링 한 모형의 형성된 구멍(milled bore)이 완전히 일치하는 곳은 없었으며, 위치 편차로 인하여 상부 1/2에 잔존하는 거타퍼처의 일부를 관찰할 수 있었다 (Fig. 5). 가공 후 형성된 보어 (milled bore)에서 얻은 벡터와 계획한 이미지에서 얻은 벡터를 비교한 결과, 계획된 이미지와 드릴링 후의 이미지 사이의 편차는 상부 (entrance)에서 0.31 ± 0.09 mm, 하부 (apex)에서 0.36 ± 0.10 mm, 각도 편차는 $1.62 \pm 0.75^\circ$ 이었으며, 편차의 범위는 상부에서 0.15 - 0.42 mm, 하부에서 0.24 - 0.51 mm, 각도편차는 0.54 - 2.27° 이었다 (Fig. 6, Table 1). 피어슨 상관계수를 본 결과 상부와 하부에서의 위치편차 사이에서는 상관계수가 1에 가까워서 양의 상관관계를 가졌다고 할 수 있었으나 ($P = .013$), 각도편차와 상부, 또는 하부의 위치편차 사이에는 상관관계가 없었다 (Table 2).

고찰

수동적 CGS인 핸드피스 추적 (bur tracking) 시스템, 즉 네비게이션 시스템은 광센서가 비싸고 국산제품이 아직 개발되지 않아 아직은 고가이며, 센서와 핸드피스가 일직선을 유지해야 하는 제한점 때문에 본 연구에는 포함시키지 않았다. 반면에 개구량이 적은 환자에서 최후방 구치부위의 적용이 어렵고, 수술 도중에 템플릿이 움직일 수 있는 제한점은 있으나, 드릴의 축이 물리적으로 제한되어 있기 때문에 더욱 정확한 것으로

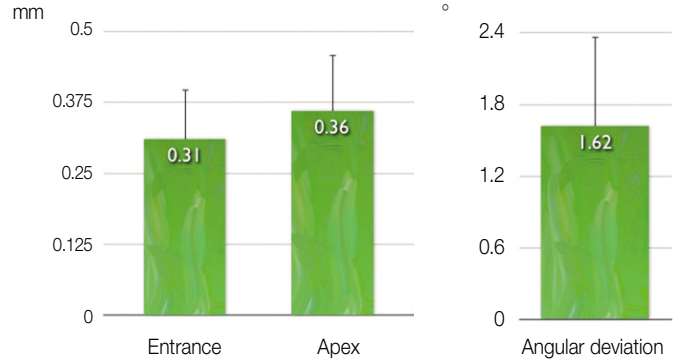


Fig. 6. Mean deviation between planned object and actual object (n = 100).

Table 2. Pearson Correlation Coefficients (P values) (n = 100)

	Entrance	Apex
Apex	0.904 (0.013) *	
Angular	0.417 (0.411)	0.693 (0.127)

보고되고 있는 반응동적 시스템인 가이드 수술용 템플릿을 연구 대상으로 하였다.^{13,14}

Widmann에 의한 CGS의 정확도에 관한 문헌고찰을 보면, 디지털 슬라이드게이지를 이용하여 bur tracking의 정확도를 분석한 Schermeier의 연구나 Naitoh의 밀링머신을 이용하여 image-guided template의 정확도 실험들과 같이 각기 다른 방법에 의한 자료는 서로 비교하여 평가하기 힘들지만, 대부분의 정확도 비교는 planning data와 술 후 CT의 image merging에 의한 연구가 많으며, 0.3 mm에서 1.5 mm 사이의 편차를 보였다.^{12,15,16} Fontin의 template를 이용한 정확도 연구에서 *in vitro* 실험에서는 0.2 mm의 translocation, 1.1°의 rotation 오차를, *in vivo* 연구에서는 해부학적인 합병증의 일치도가 95.8%로서 템플릿을 이용한 수술이 술 전 평가 및 계획에 신뢰도를 가짐을 보고하였다.^{3,10,14} 본 연구는 최종 템플릿을 통한 비교 실험이 아닌, 가상공간에서 계획하고 이를 바탕으로 드릴링 한 후의 이미지와의 편차를 비교한 좌표 동기화 과정의 정확도를 분석한 것이기 때문에, 템플릿의 정확도를 연구한 상기의 보고들의 정확도 자료와는 그 범위에 있어서 차이가 있으나, 좌표동기화 과정 그 자체의 정확도를 보고한 연구는 아직 없기 때문에 이를 참고로 하고자 하였다. 임플란트의 상단 (entrance)과 하단 (apex)에서의 위치 편차와 각도 편차를 측정 한 결과, 상단에서 0.31 mm, 하단에서 0.36 mm의 위치편차를, 1.62°의 각도편차를 보였으며, 상관분석 결과 상단과 하단의 위치 편차 사이에 강한 상관관계를 가졌고, 이는 임플란트를 위한 드릴링 시에 드릴의 축이 물리적으로 고정되는 특징을 반영한 것이라고 보여진다. Worthington 등은 임플란트 식립 시에 하치조신경관 등의 해부학적 구조물과의 안전거

리 (safety margin)를 2mm로 추천하였으며, 가이드 수술용 템플릿의 설계시에 제조사 마다 다소 차이는 있지만 2mm 이내로 임플란트를 계획하지 않도록 프로그램 상이나 제조사의 권고사항에 포함되어 있다.¹⁷ 템플릿의 정확도를 조사하는 연구에서 편차의 최대값이 의미가 있는데, 최대값이 안전거리를 넘어설 경우 실제 임상에서는 해부학적 구조물의 침범을 의미하기 때문에 본 연구에서도 편차의 최소값과 최대값을 범위로써 나타내었으며, 하단의 경우 거리편차의 최대치가 0.51 mm이었다. Valente 등의 보고에 따르면 CT로 이미지를 얻고 데이터 프로세싱을 하는데 평균 0.5mm 미만의 오류가, RP 방식으로 템플릿을 제작할 때 0.1 - 0.2 mm의 오차가 발생한다고 하였으며, 본 연구에서 얻은 하단에서의 평균값인 0.36 mm과 비교할 때, 좌표동기화 5축 가공공정 역시 수술용 가이드 템플릿을 제작하는 데에 적합한 정확성을 가진다고 판단할 수 있다.^{8,18,19}

가상공간에서의 계획은 미리 식립된 스타핑과 동일한 벡터로 설정하되, 깊이는 스타핑의 상부 1/2 까지만 삭제되도록 계획하였다. 그 이유는 가공공정 전 후의 위치 차이를 눈으로 쉽게 파악할 수 있으며, 전체 깊이를 모두 삭제할 경우, 남게 되는 스타핑의 양이 적어 측정 전에 떨어져 나갈 수 있기 때문이다. 5축 밀링머신에서 사용된 드릴은 질삭날이 날카롭게 유지되도록 새것을 사용하였으며, 연구 모형을 밀링머신의 좌표동기화판에 견고히 고정한 상태에서 스타핑의 7 mm의 길이 중에 절반인 3.5 mm만을 삭제하였고, 각 드릴링 사이에 냉각수로 열발생을 차단하였기 때문에 드릴의 움직임이나 열로 인한 변위는 없었으며, 7 mm 전체를 드릴링했을 때와 비교해서도 드릴축의 흔들림에는 영향을 받지 않는다고 가정하였다. 역설계공학 과정에서 실린더 하부의 중점은 동일 벡터 상에서 보어 바닥에서 3.5 mm 떨어진 위치로 설정하였다. 드릴링 후 잔존하는 스타핑의 부피를 측정하는 방법도 생각할 수 있으나, 드릴링 결과가 계획된 축에서는 벗어나지만 더 깊이 삭제되어 스타핑의 절반 보다 많이 삭제하는 경우 (-값), 각도는 정확하나 깊이가 얕아서 절반보다 덜 삭제하는 경우 (+값) 등의 다양한 상황이 생길 수 있으며, 결과적으로 얻어지는 수치가 단순히 양의 가감으로 구성되기 때문에 이러한 상황들을 구별하기가 어렵다. 따라서 상하부 평면의 위치와 축의 각도를 봄으로써 벡터상의 위치 차이를 보는 방법과는 달리, 이들 값을 곱해서 합쳐지는 값인 부피는 5축 정밀가공 및 좌표동기화의 정확도를 보는 목적으로는 적합하지 않아서 제외하였다.

본 연구에서 계획한 드릴링의 위치는 고정용 레진을 붓기 전에 가이드 수술용 템플릿에 들어갈 금속 애관 (bushing)을 정확한 위치에 고정시키는 부품인 애관 고정체가 들어가는 석고 모형상의 구멍을 대상으로 계획하였으며, 이 공간의 가공 정확성이 최종 완성되는 템플릿의 정확성과 연관되며, 이보다 편차가 작아야 한다. 템플릿의 틀 (framework)을 미리 만들어서 여기에 직접 금속 애관이 들어갈 위치를 밀링머신으로 가공하고 애관을 부착하는 제작법에 있어서도, 전자의 가공 정확도 자료를 통해 신뢰도를 유추할 수 있다. 추후의 연구에서는 실

제로 가이드 수술용 템플릿을 제작한 후에 이를 통해 모의 수술을 시행하고, 수술 전 후의 영상을 역설계공학의 방법으로 비교하는 것이 의미가 있을 것이다. 또한 컴퓨터-가이드 수술용 템플릿에 모형상에서 계획된 좌표를 동기화하여 밀링머신으로 가공하여 제작하는 밀링 제조법 외에도 캐속 조형법을 이용하여 수지를 축성하여 만드는 RP 제조법이 있으며, 현재 상용화된 시스템 중에서는 RP 제조법으로 만들어지는 가이드 템플릿의 종류가 많다. 따라서 앞으로의 연구에서는 캐속 조형 템플릿과 밀링가공 가이드 시스템 사이의 정확도 비교에 대한 실험 또한 필요하다 하겠다.

결론

가이드 수술용 템플릿을 제작하기 위해 5축 가공 밀링머신으로 모형에 계획한 위치를 정밀가공하여 정확도를 조사한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 실험 모형상에서 계획된 이미지와 드릴링 후 CT에서 역설계를 거친 이미지 사이의 위치편차는 상부에서 0.31 (0.15 - 0.42)mm, 하부에서 0.36 (0.24 - 0.51)mm, 각도편차는 1.62 (0.54 - 2.27)° 이었다.
2. 실린더 상부와 하부 위치 편차는 양의 상관관계를 가졌다. (Pearson Correlation Coefficient = 0.904, P = .013)
3. 좌표동기화 5축 정밀가공 공정은 가이드 수술용 템플릿을 제작하는 데에 적합한 정확도를 가진다.

참고문헌

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. Br J Radiol 1995;68:H166-72.
2. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D. Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. Dentomaxillofac Radiol 1999;28:105-11.
3. Fortin T, Champlébois G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. Clin Oral Implants Res 2002;13:651-6.
4. Fortin T, Champlébois G, Lormée J, Coudert JL. Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. J Oral Implantol 2000;26:300-3.
5. Schmitt SM, Chance DA. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. Int J Prosthodont 1995;8:332-6.
6. Lee WJ, Hong YS, Lee YH. An Implementation Scheme for Rapid Prototyping Systems. Trans of the KSME 1993;33:297-310.
7. Lee SH, Chang IT, Yim SH. Dimensional accuracy of denture base using laser scanner of reverse engineering technic. J Korean Acad Prosthodont 1999;37:167-84.
8. Valente F, Schirotti G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:234-42.

9. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol* 2007;34:816-21.
10. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:609-14.
11. Eggers G, Patellis E, Mühling J. Accuracy of template-based dental implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:447-54.
12. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery-a review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:305-13.
13. Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:298-304.
14. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:886-93.
15. Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T. Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants? *Clin Oral Implants Res* 2000;11:409-14.
16. Schermeier O, Lueth T, Cho C, Hildebrand D, Klein M, Nelson K. The precision of the RoboDent system- An in vitro study. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG. *Computer-assisted Radiology and Surgery*, New York: Springer; 2002, p. 947-52.
17. Worthington P. Injury to the inferior alveolar nerve during implant placement: a formula for protection of the patient and clinician. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:731-4.
18. Ruppini J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:709-16.
19. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:571-7.

Accuracy of 5-axis precision milling for guided surgical template

Ji-Man Park¹, MSD, Tae-Kyoung Yi², DDS, Je-Kyo Jung², DDS, Yong Kim³, DDS, Eun-Jin Park¹, PhD, MMSc,
Chong-Hyun Han⁴, PhD, Jai-Young Koak⁵, PhD, Seong-Kyun Kim⁵, PhD, Seong-Joo Heo^{5*}, PhD

¹Department of Prosthodontics, School of Medicine, Ewha Womans University, Seoul, Korea, ²Seoul Jo-Eun Dental Clinic, Seoul, Korea,

³Department of Implant Dentistry, Graduate School of Clinical Dentistry, Hallym University, Seoul, Korea

⁴Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea,

⁵Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea

Purpose: The template-guided implant surgery offers several advantages over the traditional approach. The purpose of this study was to evaluate the accuracy of coordinate synchronization procedure with 5-axis milling machine for surgical template fabrication by means of reverse engineering through universal CAD software. **Materials and methods:** The study was performed on ten edentulous models with imbedded gutta percha stoppings which were hidden under silicon gingival form. The platform for synchordination was formed on the bottom side of models and these casts were imaged in Cone beam CT. Vectors of stoppings were extracted and transferred to those of planned implant on virtual planning software. Depth of milling process was set to the level of one half of stoppings and the coordinate of the data was synchronized to the model image. Synchronization of milling coordinate was done by the conversion process for the platform for the synchordination located on the bottom of the model. The models were fixed on the synchordination plate of 5-axis milling machine and drilling was done as the planned vector and depth based on the synchronized data with twist drill of the same diameter as GP stopping. For the 3D rendering and image merging, the impression tray was set on the conebeam CT and pre- and post- CT acquiring was done with the model fixed on the impression body. The accuracy analysis was done with Solidworks (Dassault systems, Concord, USA) by measuring vector of stopping's top and bottom centers of experimental model through merging and reverse engineering the planned and post-drilling CT image. Correlations among the parameters were tested by means of Pearson correlation coefficient and calculated with SPSS (release 14.0, SPSS Inc. Chicago, USA) ($\alpha = 0.05$). **Results:** Due to the declination, GP remnant on upper half of stoppings was observed for every drilled bores. The deviation between planned image and drilled bore that was reverse engineered was 0.31 (0.15 - 0.42) mm at the entrance, 0.36 (0.24 - 0.51) mm at the apex, and angular deviation was 1.62 (0.54 - 2.27)°. There was positive correlation between the deviation at the entrance and that at the apex (Pearson Correlation Coefficient = 0.904, $P = .013$). **Conclusion:** The coordinate synchronization 5-axis milling procedure has adequate accuracy for the production of the guided surgical template. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:294-300)

Key words: Computer-guided surgery, Implant surgical template, Milling machine, Reverse engineering

*Corresponding Author: **Seong-Joo Heo**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, 275-1 Yeongeon-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-768, Korea
+82 2 2072 3393; e-mail, 0504heo@hanmail.net

Article history

Received October 3, 2010/ Last Revision October 11, 2010/ Accepted October 16, 2010