(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2009년08월28일
(11) 등록번호 10-0914689
(24) 등록일자 2009년08월24일

(51) Int. Cl.
A61C 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2008-0014844
(22) 출원일자 2008년02월19일
심사청구일자 2008년02월19일
(65) 공개번호 10-2009-0089595
(43) 공개일자 2009년08월24일
(56) 선행기술조사문헌
논문1: 대치교정지 2001,31(3), 425-438
논문2: 대치교정지 2004,34(1), 33-45
논문3: 대치교정지 2007,37(2), 98-113

(73) 특허권자
서강대학교산학협력단
서울 마포구 신수동 1-1 서강대학교
(72) 발명자
서종식
서울 영등포구 여의도동 삼익 B동 401호
김낙수
서울 관악구 봉천6동 우성아파트 104-205
김태수
서울시 강남구 압구정동 한양아파트 71동 1106호
(74) 대리인
이지연

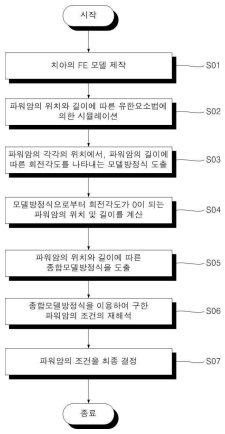
전체 청구항 수 : 총 7 항 심사관 : 김종규

(54) 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법

(57) 요 약

본 발명은 상악 전치부 치아의 후방 견인을 위한 조건 결정방법에 관한 것이다. 상기 상악 전치부 치아의 후방 견인을 위한 조건 결정방법은, 상악 전치부의 적어도 1개 이상의 치아의 FE모델을 설정하는 단계와, 유한요소법을 이용하여 상기 후방 견인 시, 파워암의 위치와 길이에 따라 발생되는 상기 치아 모델의 복수의 절점에서의 변위 및 상기 적어도 1개 이상의 치아 모델의 각각의 회전각도를 시뮬레이션하여, 상기 치아모델의 회전각도가 0이 되고, 상기 치아모델의 복수의 절점에서의 변위가 균등하게 되는 상기 파워암의 위치 및 길이를 최적 조건으로 결정하는 단계를 포함하여 구성되어, 후방견인하고자 하는 치아에 대한 효율적인 파워암의 위치와 길이를 도출해 낼 수 있고 효과적으로 치아교정을 가능하게 하는 효과가 있다.

대 표 도 - 도9



특허청구의 범위

청구항 1

상악 전치부 치아의 후방 견인을 위한 조건을 결정하는 방법에 있어서,

상악 전치부의 1 또는 2 이상의 치아의 FE모델을 설정하는 단계와;

유한요소법을 이용하여 상기 후방 견인 시, 파워암의 위치와 길이에 따라 발생되는 상기 치아의 FE 모델의 복수의 절점에서의 변위 및 상기 치아 FE 모델의 각각의 회전각도를 시뮬레이션하여, 상기 치아 FE 모델의 회전각도가 0이 되고, 상기 치아 FE 모델의 복수의 절점에서의 변위가 균등하게 되는 상기 파워암의 위치 및 길이를 최적 조건으로 결정하는 단계를 포함하는 상악 전치부 치아의 후방 견인을 위한 조건 결정방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 파워암의 위치 및 길이의 최적 조건을 결정하는 단계는,

상기 파워암의 위치와 길이에 따른 상기 복수의 절점에서의 변위로 상기 치아 FE 모델의 회전각도를 계산하여 상기 파워암의 각각의 위치에 따른 회전각도가 0이 되는 파워암의 길이를 파워암의 최적 길이로 결정하는 단계와;

상기 파워암의 최적 길이에서의 상기 치아 FE 모델에서의 변위가 가장 균일하게 되는 파워암의 위치를 파워암의 최적 위치로 결정하는 단계를 순차적으로 포함하여 구성되는 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 파워암의 위치 및 길이의 최적 조건을 결정하는 단계는,

상기 파워암의 위치와 길이에 따른 상기 복수의 절점에서의 변위로 상기 치아 FE 모델의 회전각도를 측정하여 상기 파워암의 각각의 위치에 따른 회전각도가 0이 되는 파워암의 길이를 파워암의 최적 조건으로 결정하는 단계와;

상기 파워암의 최적 길이에서의 상기 치아 FE 모델의 회전각도의 변화율이 가장 완만한 파워암의 위치를 파워암의 최적 위치로 결정하는 단계를 순차적으로 포함하여 구성되는 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 파워암의 위치 및 길이의 최적 조건을 결정하는 단계는, 상기 파워암의 길이에 따른 상기 치아 FE 모델의 회전각도를 해석하는 모델 방정식을 이용하는 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 모델 방정식은, 1차식인 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법.

청구항 6

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 파워암의 위치는, 측절치와 견치 사이 또는 견치와 제 1 소구치 사이 중 어느 하나인 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법.

청구항 7

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전치부 치아 모델은 측절치, 견치, 제 1 소구치를 포함하는 상악 6전치인 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

<1> 본 발명은 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법에 관한 것으로서, 특히 유한요소법을 이용하여 후방 견인하고자 하는 치아에 대한 최적의 파워암의 위치와 길이를 도출해 내어 효과적인 치아교정이 가능하게 하는 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

<2> 치아 교정은 교정 장치를 통하여 치아 및 주위조직에 외력을 가하여 원하는 위치로 치아를 재배치하여 좋은 교합을 유지시키는 기술이다. 특히 최근 들어 심미성에 대한 사회적 관심 증가로 인해 성인교정치료에 대한 수요가 증가하고 있고 부정교합 치아에 대한 교정뿐만 아니라 일반 정상 치아배열을 가진 돌출입에 대한 교정 치료도 증가하고 있다. 즉 정상적인 배열을 가진 치아의 후방견인을 통해 치아를 평행이동시켜 돌출된 얼굴 윤곽을 교정하고자 하는 것이다. 이때, 상악전치부의 경사도가 정상이나 돌출된 입모양을 가진 환자에서 평형이동이 아닌 크라운 링갈 티핑이 일어나는 경우 바람직한 결과를 초래할 수 있다.

<3> 치아 교정시 최선의 교정 치료를 위하여 최적의 교정력을 치아에 가하여 치아 주위조직에 큰 위해 없이 정확한 치아의 이동을 예측하고 조절할 수 있어야 한다. 이러한 교정 치료는 다양한 재료와 기계적 장치를 생체에 적용하여 치료목적을 달성한다. 따라서 교정과정에서의 생체현상을 생리학적, 조직학적으로 규명하려는 노력과 더불어 적용된 장치에 대한 역학적 해석이 선행되어야 하며 이러한 생체 역학적 고찰은 교정학에서의 복잡한 반응을 예측하고 설명하는데 중요한 수단이다 (Song JH, Huh H, Park HS. Study on the retraction of anterior teeth for the lingual orthodontics with the three-dimensional finite element method. Transaction of KSME (A) 2004;28:1237-1244를 참조).

<4> 지금까지 교정학 분야에서 교정력에 의한 치아의 이동을 분석하기 위한 생체 기계적 특성을 연구하려는 방법에는 광탄성법 (photoelasticity method, Brodsky JF, Caputo AA, Frustman LL. Root tipping: a photoelasitc histopathologic correlation. Am J Orthod 1975;67:1-10를 참조), 레이저 홀로그래피법 (laser holography, Norma H. An experimental study of edgewise mechanism- Distribution of orthodontic forces during labial movement of lateral incisor measurements by strain gauges. J Jpn Orthod Soc1988;47:351-363를 참조), 장력 계측법 (strange gauge method, Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980;77:396-409를 참조), 유한요소법 (finite element method) 등이 이용되어 왔다. 이들 중 유한요소법은 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있으며 대변형에 의한 비선형 해석, 접촉해석이 가능하고 3차원 변위 및 응력 성분을 모두 구해낼 수 있다는 장점을 가지고 있다.

<5> 최근에는 효과적인 치료를 위하여 주호선에서 loop를 제거한 활주역학(sliding mechanics)이 많이 이용되고 있다 (Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. J Clin Orthod 1990;24:245-260, Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorange: a 3-dimensional finite element analysis. Angle Orthod 2001;71:247-256, Rhee JN, Chun YS, Row J. A compraison bewteen friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:292-299를 참조). 하지만 활주역학에서는 브라켓과 호선간의 마찰력이 발생하므로 고정원이 소실될 가능성이 높으나 미니 스크류에 의해 이 문제는 해결할 수 있다 (Proffit WR, Fields HW. Mechanical principles in orthodontic force control. In Contemporary Orthodontics 3rd ed. St Louis: Mosby;2000. p.326-361을 참조).

<6> 또한 전치부 저항 중심에 근접한 위치에 견인력을 가하기 위해 주호선에 추가된 파워암의 길이를 증가시키는 시도가 있었다. 따라서 후방 견인시 치아를 원하는 방향으로 평행이동시키기 위해서 저항중심에 대한 연구가 진행되어 왔다. Sia (Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary

anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. Angle Orthod 2007;77:999-1003을 참조)는 Yoshida와 그의 연구 팀 (Yoshida N, Koga Y, Jost-Brinkmann PG, Abe R, Kobayashi K, Yamada Y. study on the location of center of rotation of the tooth subjected to the load using a magnetic sensing system for three dimensional displacements. J Jpn Stomatognath Funct 1998;5:21-30, Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T. A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. Med Eng Phys 2000;22:293-300, Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki F, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth dispalcement, center of resistance and center fo rotation under the influence of an orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:190-197을 참조) 에 의해 개발된 삼차원 마그네틱 센서 시스템을 이용하여 파워암의 길이에 따른 중절치의 회전각도를 측정하였고 파워암의 길이가 6.8mm일 때 평행이동이 일어나므로 치아 뿌리 길이의 77% 지점이 저항중심이라고 결론을 지었다. Burstone과 Pryputniewicz (Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980;77:396-409를 참조)는 parabolic root geometry인 삼차원 모델을 이용하여 상악 중절치의 저항중심이 치아 뿌리 길이의 67%에 해당한다고 하였다. Tanne et al (Tanne K, Koeing HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94:426-431을 참조)는 유한요소모델을 사용하여 치조골의 길이가 감소하게 될 때 저항중심이 치근첨 방향으로 움직인다고 결론을 내렸다.

<7> 하지만 지금까지의 연구들은 대부분 한 개의 치아 모델에 대한 저항중심만을 조사하였거나 상악 중절치의 저항중심이 전체의 저항중심으로 결정하였다. 또한 파워암의 위치의 변화에 따른 치아의 tipping 현상에 대한 설명이 부족하여 파워암의 위치와 길이가 저항중심과 갖는 상관관계도 고려되지 않는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

<8> 본 발명은 상기한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 후방 견인하고자 하는 치아에 대한 최적의 파워암의 위치와 길이를 결정하여, 효과적인 치아교정이 가능하도록 하는 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법을 제공하는데 그 목적이 있다. 즉, 정상적인 경사도를 가진 상악 전치부의 후방 견인시 치아를 평행 이동시키기 위한 변수를 조사하고 그 영향력을 측정하여 효과적인 치아 교정 방법을 제안하는데 그 목적이 있다.

과제 해결수단

<9> 상기한 과제를 해결하기 위한 본 발명에 따른 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건 결정방법은, 상악 전치부의 적어도 1개 이상의 치아의 FE모델을 설정하는 단계와; 유한요소법을 이용하여 상기 후방 견인 시, 파워암의 위치와 길이에 따라 발생되는 상기 치아 모델의 복수의 절점에서의 변위 및 상기 적어도 1개 이상의 치아 모델의 각각의 회전각도를 시뮬레이션하여, 상기 치아모델의 회전각도가 0이 되고, 상기 치아모델의 복수의 절점에서의 변위가 균등하게 되는 상기 파워암의 위치 및 길이를 최적 조건으로 결정하는 단계를 포함하여 구성된다.

<10> 또한, 상기 파워암의 위치 및 길이의 최적 조건을 결정하는 단계는, 상기 파워암의 위치와 길이에 따른 상기 복수의 절점에서의 변위로 상기 치아 모델의 회전각도를 계산하여 상기 파워암의 각각의 위치에 따른 회전각도가 0이 되는 파워암의 길이를 파워암의 최적 길이로 결정하는 단계와; 상기 파워암의 최적 길이에서의 상기 치아모델에서의 변위가 가장 균일하게 되는 파워암의 위치를 파워암의 최적 위치로 결정하는 단계를 순차적으로 포함하여 구성된다.

<11> 한편, 상기 파워암의 위치 및 길이의 최적 조건을 결정하는 단계는, 상기 파워암의 위치와 길이에 따른 상기 복수의 절점에서의 변위로 상기 치아 모델의 회전각도를 측정하여 상기 파워암의 각각의 위치에 따른 회전각도가 0이 되는 파워암의 길이를 파워암의 최적 조건으로 결정하는 단계와; 상기 파워암의 최적 길이에서의 상기 치아모델의 회전각도의 변화율이 가장 완만한 파워암의 위치를 파워암의 최적 위치로 결정하는 단계를 순차적으로 포함하여 구성될 수도 있다.

<12> 또한, 상기 파워암의 위치 및 길이의 최적 조건을 결정하는 단계는, 상기 파워암의 길이에 따른 상기 치아 모델의 회전각도를 해석하는 모델 방정식을 이용한다.

<13> 또한, 상기 모델 방정식은 1차식인 것을 특징으로 한다.

<14> 또한, 상기 파워암의 위치는, 측절치와 견치 사이 또는 견치와 제 1 소구치 사이 중 어느 하나이다.

<15> 또한, 상기 적어도 하나의 전치부 치아 모델은 측절치, 견치, 제 1 소구치를 포함하는 상악 6전치이다.

효 과

<16> 상기와 같이 구성되는 본 발명의 상악 전치부 치아의 후방 견인을 위한 조건 결정방법은 각각 다른 치아 모델에 적용되어 그 모델에 최적의 파워암의 위치와 길이에 따른 치아의 회전정도를 계산할 수 있는 이점이 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<17> 이하, 상악 전치부에 대한 유한요소 모델링을 수행하고 파워암에 견인력을 적용하여 유한요소 해석을 수행하였다. 견인 파워암의 위치와 길이에 따른 평행이동 여부와 회전 정도를 측정하여 변수들의 상관관계를 분석하고 첨부된 도면을 참조하여 설명한다.

<18> 유한요소 모델의 제작

<19> 유한요소 모델링은, 도 1의 (a)와 같이, 니신사의 치아 모형 (Nissin Dental Products, Kyoto, Japan)에 배열된 전치부 치축을 정상으로 가정하여 치아 모형에 식립된 상악 6전치를 기준모델로 제작하였다(도 9의 S01). 발치상태를 재현하기 위해 상악 좌, 우측 제1소구치는 제외하였다. 상악골과 치아를 묘사하는데 있어서 치아의 상아질(cementum)과 이를 덮고 있는 치근막(periodontal ligament) 및 뼈대가 되고 있는 치조골(alveolar bone)의 세가지로 구분하여 유한요소 모델을 제작하였다. 치아 이동시 주 역할을 하는 것은 PDL (Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement-a new paradigm. Eur J Orthod 2001;23:671-681을 참조) 이고 치아의 경우 치근막과 치조골에 비해 상대적으로 매우 큰 강성을 나타내므로 치아는 강체로 설정하고 치근막과 치조골은 등방, 등질의 선형탄성체로 설정하였다. 이것은 치근막의 실제적인 특성을 완벽하게 반영한 것은 아니지만 기존의 실험과 수치적 계산을 통합한 연구들을 통해 교정 하중에 대한 위의 가정을 입증하고 있고 초기 치아의 이동변위를 나타내기에 충분하다 (Vollmer D, Bourauel C, Maier K, JA. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod 1999 21:633-648, Poppe M, Bourauel C, JA. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into fi nite element models. J Orofac Orthop 200263:358-370, Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, GW, JA. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. Eur J Oral Sci 2004;112:140-147을 참조). 치아의 유한요소 모델링과 해석에 사용된 프로그램은 범용 상용 프로그램인 ABAQUS ver6.5이다. 치아의 유한요소모델 제작에 사용된 요소는 4절점 4각 요소인 R3D4를 사용하였고 나머지 탄성체에 대해서는 8절점 brick 요소인 C3D8를 사용하였다.

<20> 치아교정시의 생물학적 변화를 고려할 때 치아가 치조골을 통해 움직이는 교정현상에 대한 유한요소 해석에서 치근막 및 치조골을 무시하면 상당히 큰 오차가 발생할 수 있다. 치근막의 유한요소 모델링은 Coolidge (Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1937;24:1260-1270을 참조)의 연구결과를 참조하여 0.25mm의 두께를 갖도록 8절점 brick 요소를 사용하여 3층으로 모델링 하였다. 치근막을 둘러싸고 있는 치조골 역시 8절점 brick 요소를 사용하여 3층으로 모델링을 하였고 치조골 바닥면의 모든 절점에 대하여 X, Y, Z 방향으로의 변위를 제한하였다. 브라켓과 호선 역시 탄성체로 가정하여 견인력에 의한 굽힘과 뒤틀림 등에 대해 고려하였고 각각의 수치는 0.022″x 0.025″, 0.021″x 0.025″이고 스테인레스 스틸을 소재로 하였다. 견인 파워암의 위치는 기준모델을 중심으로 측절치와 견치의 중간지점과 견치와 제1소구치의 중간지점으로 정하였다. 이러한 방법으로 생성된 치근막, 치조골과 교정장치의 물성치는 Reimann et al (Reimann S, Keiling L, JA, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. Eur J Orthod 2007;29:219-224을 참조) 과 Dorrow와 Sander (Dorow C, Sander FG. Development of a Model for the Simulation of Orthodontic Load on Lower First Premolars Using the Finite Element Method. J Orofac Orthop 2005;66:208-218을 참조)의 연구내용을 바탕으로 하여 결정하였고 다음의 표 1에 나타내었다. 기준 좌표계는 도 1B와 같이, 양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 하여 우측 원심 방향을 +X축으로 순측 방향을 +Y축으로, 치근첨 방향을 +Z축으로 설정하였다.

표 1

<21>

재료	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
치근막 (Periodontal Ligament) (average value)	1	0.3
치조골 (Alveolar Bone) (average value)	1000	0.3
스테인레스 스틸 (Bracket and wire)	200000	0.3

<22> 실험조건

<23> 유한 요소 시뮬레이션의 신뢰성을 확보하기 위해서 Sia의 실험과 동일한 경계 조건하에서 해석을 실시한 후 이에 대한 결과를 분석한다. Sia는 상악 치아 중 견치에 파워암을 길이에 따라 설치한 후 와이어를 따라 평행하게 150g의 견인력을 가하였다. 즉, 도 2A에 도시된 바와 같이, 견치에 위치한 양쪽 파워암에 150g의 견인력을 주어 수평으로 잡아당겼다. 이때 와이어의 진행방향과 동일하게 하기 위해서 도 2A와 같이 35°의 각도를 주어 후방 견인하였다. 이때 X, Y 축에 대한 힘의 분력을 계산하여 견인 파워암에 힘을 가하였다.

<24> 그러나, 실제 치아의 후방견인 시, 파워암의 위치는 견치에 위치하는 것이 아니라 측절치와 견치 사이 또는 견치와 제1소구치 사이에 위치하는 것이 일반적이다. 따라서 시뮬레이션 신뢰성 검사 후 현실적인 치아 이동을 구현하기 위해서 도 2의 (b) 및 (c)에 도시된 바와 같은 제 1위치 및 제 2 위치에 대한 해석을 실시하였다. 견인력의 크기는 동일하지만 파워암의 위치에 따라 견인력의 방향을 와이어와 일치시키기 위해 각도의 변화를 주었다. 즉, 파워암이 도 2의 (b)에서와 같이 측절치와 견치 사이에 위치하는 경우(제 1 위치)와 견치와 제1소구치 사이에 위치는 경우 (제 2위치)에서는 각각 23°와 45°의 각도를 주어 견인 파워암에 힘을 가하였다. 또한 파워암의 길이는 3, 5, 7, 9, 11mm의 5가지 경우에 대해서 해석을 각 경우에 대해서 실시하였다.

<25> 견인력 부여 후의 치아의 변위를 알기 위해서 각 치아의 중앙부를 기준으로 치아의 끝부터 절단면까지 가상의 라인을 연결하여 이 라인을 통과하는 31개의 절점에 대한 변위 데이터(견치의 경우 35개의 데이터)를 얻도록 하였다. 회전 각도 계산을 용이하게 하기 위해서 설측 방향 (-Y축 방향)에 대한 데이터만을 고려하였다. 회전 각도는 각 끝점의 변위 차이를 분자로 하고 치아의 길이를 분모로 하여 환산하였다.

<26> 실험결과와의 비교를 통한 시뮬레이션 기법 검증

<27> Sia의 실험 및 제 1, 2 위치에서의 파워암의 길에 따른 각각의 절점에서의 변위를 시뮬레이션하면(도 9의 S02) 도 3, 도 4, 도 5와 같다.

<28> 먼저, Sia의 실험에서는 견인 파워암의 위치가 견치에 위치하기 때문에 일반적인 교정치료에서 사용하는 견인 파워암과 다르다고 판단되어 와이어와 파워암을 강체로 가정하여 해석을 실시하였다. 도 3에서 알 수 있듯이, Sia의 실험에서와 같은 파워암의 위치에서는, 견인 파워암의 길이가 7mm일 때 평행이동이 일어나는 것을 확인할 수 있다. 이때 평행이동이라는 것은 치축의 경사도를 유지하면서 이동하는 것을 의미한다. 따라서 변위측정을 위해 설정한 절점들의 변위가 균등하게 나타날 때 평행 이동하였다고 판단할 수 있다. 중절치 (Central incisor), 측절치 (Lateral incisor), 견치 (Canine) 모두 파워암의 길이가 7mm일 때 평행 이동하였고 6mm이하에서는 시계방향으로 회전이 발생하고 8mm이상에서는 반시계방향으로 회전하는 것을 알 수 있다.

<29> 실제 치아 교정시의 평행이동을 위한 견인 파워암의 위치와 길이의 영향 비교

<30> 실제 치아교정시에 견인 파워암은 측절치와 견치 사이 (제 1 위치) 또는 견치와 제1소구치 사이 (제 2 위치) 에 위치하므로 이 두 가지 경우에 대해 견인 파워암의 길이가 미치는 영향을 해석하였다. 도 4는 파워암의 위치가 측절치와 견치의 가운데 지점 (제 1 위치) 에 위치하였을 때의 결과이고 도 5는 견치와 제1소구치의 가운데 지점 (제 2 위치) 에 위치하였을 때의 결과이다. 도 4 및 도 5를 통해서 알 수 있듯이, 측절치와 견치 사이에 파워암이 위치하는 경우 파워암의 길이가 5mm일 때 평행이동이 발생하였고 견치와 제1소구치 사이에 위치하는 경우에는 7mm와 9mm 사이에서 평행이동이 발생하게 될 것이라는 것을 예측할 수 있다. 즉, 8mm 근처에서 평행이동이 일어날 것으로 예측하였다.

<31> 전치부의 평행이동을 위한 모델식 제안과 결과

<32> 위의 결과를 바탕으로 파워암의 위치와 길이에 따른 전치부 치아의 회전정도의 관계를 식으로 나타내기 위해 다음의 표 2는, 제 1위치 및 제 2 위치에 있어서 파워암의 위치와 길이에 각 치아의 회전 정도를 총 10개의 경우로 정리하였다. x축은 파워암의 위치로서 측절치와 견치 중간지점을 제 1위치로 잡았고 견치와 제1소구치의 중간지점을 제 2위치로 설정하였다. y축은 파워암의 길이로서 3~11mm까지 2mm 간격으로 정하였고 z축은 파워암의 위치와 길이에 따른 회전각도를 의미한다.

표 2

<33>

케이스	위치	파워암의 길이(mm)	중절치(°)	측절치(°)	견치(°)	합계(°)
1	1	3	-0.0049	-0.0049	-0.0049	-0.0147
2	1	5	0.0001	0.0001	0.0001	0.0003
3	1	7	0.0049	0.0049	0.0049	0.0148
4	1	9	0.0096	0.0097	0.0097	0.0290
5	1	11	0.0143	0.0143	0.0143	0.0429
6	2	3	-0.0239	-0.0240	-0.0240	-0.0720
7	2	5	-0.0143	-0.0144	-0.0144	-0.0432
8	2	7	-0.0052	-0.0052	-0.0053	-0.0157
9	2	9	0.0037	0.0037	0.0037	0.0111
10	2	11	0.0123	0.0123	0.0123	0.0368

<34> 상기 표 2를 기초하면 도 6의 (a)와 같은 3차원 모델식을 구할 수 있고, 이를 2차원으로 표현하면 도 6B와 같다. 즉, 제 1 위치에서 z=0.00719y-0.03587의 모델식을 구할 수 있고, 제 2 위치에서 z=0.01359y-0.11171의 모델식을 구할 수 있다(도 9의 S03). 이를 기초로, S03에서 구한 두 개의 모델식에 대하여 Z=0 (회전이 없는 경우) 이 되는 경우의 HOOK의 길이(Y)를 구하고, FIG6.A의 3차원 상에서 Z=0이 되는 두 점을 연결한 직선 Y=3.231X+1.756으로 종합모델방정식으로 정한다(도 9의 S05). 이를 이용하면 파워암의 위치에 따른 최적의 파워암의 길이를 구할 수 있다.

<35> 한편, 도 6의 (b)와 같은 각각의 모델방정식은, 치근막과 치조골을 선형탄성체로 설정하고 해석을 시행하였기 때문에 데이터 또한 선형적으로 분포하게 되었다고 예측된다. 또한, 이를 바탕으로 각 위치에 대한 데이터를 파워암의 길이와 회전 정도에 관한 1차식의 종합모델방정식으로 나타낼 수 있었다.

<36> 파워암이 측절치와 견치 사이에 위치할 경우(제 1 위치) 회전각도가 0 ° 일 때의 파워암의 길이는 4.987㎜이고, 견치와 제1소구치 사이에 위치하게 되면(제 2위치) 파워암의 길이는 8.218㎜이다(도9의 S04).

<37> 이렇게 최적으로 구해진 파워암의 길이 4.987㎜, 8.218㎜을 이용하여, 각각의 파워암의 위치에 따른 치아의 움직임을 해석하였다(도 9의 S06). 그 결과는 도 7과 같고 4.987㎜일 때의 각 치아의 회전각도의 합은 0.00018° 이고 8.218㎜일 때에는 0.00040° 의 결과를 보여주고 있다. 위의 결과에 따르면 파워암이 측절치와 견치의 중간지점에 위치하고 길이가 4.987㎜일 때 평행이동이 보다 잘 일어난다는 것을 나타내는 것이다. 또한 도 7에서 알 수 있듯이 파워암이 측절치와 견치 사이일 때가 견치와 제1소구치 사이일 때보다 각 치아가 상대적으로 균일하게 평행이동하는 것을 알 수 있다. 따라서 측절치와 견치 사이일 때가 상대적인 이동거리는 짧아서 보다 안정적으로 이동한다고 할 수 있고, 파워암의 최적의 조건으로 최종 결정할 수 있다(도 9의 S07).

<38> 상기 실험에서는 하나의 지정 기준 모델에 대해서만 해석을 실시하고 결과를 비교 분석하였으나, 이러한 일련의 과정을 하나의 방법론이라고 본다면 새로운 치아 모델에 적용이 가능할 뿐만 아니라 이를 통해 각 치아 모델에 대한 효율적인 파워암의 위치와 길이를 도출해 낼 수 있다. 일반적으로 파워암의 위치는 중절치와 견치 사이이거나 견치와 제1소구치 사이이다. 본 실험 결과에 따르면, 파워암의 두 위치에 대해서 길이에 따라 10개의 데이터를 추출하였고 이를 바탕으로 두 위치에 대한 최적 길이를 제시하였다. 또한 도 6의 (b)를 참조하여 두 위치에 대한 모델식의 기울기를 비교하면 파워암이 중절치와 견치 사이에 위치할 때 회전정도의 변화가 더 완만한 것을 알 수 있다. 즉, 이 위치에서 견인력을 가하는 것이 파워암이 견치와 제1소구치 사이에 위치하는 경우보다 안정적으로 이동한다는 것을 의미하고 이는 최적 길이에 따른 각 치아의 변위를 비교해봄으로써 명확해진다. 따라서 본 논문에서 선택한 기준 모델에 대한 해석 방법과 절차 및 결과가 논리적이라고 판단한다.

<39> 이와 더불어 기존 논문에서 저항중심에 대한 논의가 지속적으로 이루어지고 있다. Sia는 임상실험을 통해 상악 중절치의 회전 정도를 파악한 후 이 결과를 바탕으로 저항중심이 치아 뿌리의 77%에 해당하는 지점이라고 결론

을 내렸다. 또한 이전의 연구결과를 참조하여 타당성을 입증하고 있는데 Tanne et al (Tanne K, Nagatani T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:66-71을 참조) 는 3차원 유한요소모델을 사용하여 상악 중절치의 저항중심이 치아 뿌리의 76%에 위치한다고 결정하였다. 이들의 연구내용에 따르면 상악 중절치의 저항중심이 전체 치아의 회전중심과 일치하는 것으로 보여질 수 있다.

<40> 하지만 본 실험의 해석결과와 비교해보면 기존의 연구들과 차이가 있는 것을 알 수 있다. Sia의 실험처럼 파워암이 견치에 위치할 때의 파워암의 길이는 7㎜이였고 견인력의 작용점에서 평행선을 그어 각 치아와 만나는 부분을 저항중심이라고 한다면 본 논문의 기준모델은 뿌리 길이의 약 83%에 해당되는 부분이었다. 또한 측절치에서 소구치 쪽으로 파워암의 위치가 이동하게 되면 파워암의 길이가 길어지는 것을 알 수 있다. 단순히 평행이동이 일어나는 파워암의 길이에서 평행선을 그어 치아와 만나는 부분이 저항중심이라고 한다면 파워암의 위치에 따라 치아의 저항중심 또한 변한다는 것을 의미하고 이는 논란의 여지가 있는 부분이다. 따라서 저항중심의 기본 정의에 대한 논의가 필요하다. 본 실험에서는 저항중심을 힘을 물체에 가할 때 그 물체가 평행이동될 수 있는 힘의 작용부위라고 정의한다 (Mulligan TF. Common sense mechanics: 2. Forces and moments. J Clin Orthod 1979;13:676-83, Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984;85:294-307을 참조). 자유상태의 경우에는 저항중심은 물체의 무게중심과 일치한다. 하지만 치아의 경우 치근막과 치조골과 결합되어 있는 상태이기 때문에 저항중심이 결합되어진 부분의 중심으로 이동하게 된다(Haack CD, Weinstein S. Geometry and mechanics as related to tooth movement studied by means of a two-dimensional model. J Am Dent Assoc 1963;66:157-64을 참조). 즉, 결합이 되는 정도에 따라 저항중심이 가변한다는 것이다. 또한 회전은 자유상태이든 결합 상태이든 저항중심을 기준으로 회전이 발생하게 되고 이는 저항중심이 회전중심과 일치함을 의미한다. 치아 교정시 uncontrolled tipping현상이 발생하게 되는데 이로 인해 의도하지 않은 crown-lingual tipping이나 crown-labial tipping이 발생하게 된다. 따라서 이를 제어하기 위해서 의도하지 않은 tipping을 보상해줄 수 있는 다양한 방법이 연구되고 있고 그 중에 한 방법이 파워암을 사용하여 후방견인하는 것이다. 이러한 정의를 근거로 하여 결과를 정리하면 본 실험의 기준 모델의 저항중심은 치근막과 치조골의 결합에 따라 하나로 고정되고 그 위치는 좌우 중절치 사이에서 뿌리 쪽에 위치한다고 추정한다. 파워암에 힘이 가해질 때 발생하게 되는 모멘트와 저항중심에 발생하게 되는 역모멘트와의 평형관계를 도 8에 나타내었다. 평행이동이 일어나기 위해서는 견인력에 의한 모멘트와 저항중심에서의 역모멘트의 합이 0이 될 때이다. 만약 두 모멘트간의 평형이 깨져서 한 쪽이 더 커지게 되면 uncontrolled tipping이 발생하게 되는 것이다. 측절치와 견치 중간지점에 파워암이 위치하게 되면 파워암에서 저항중심의 거리가 짧으므로 모멘트도 작아지게 된다. 따라서 이에 해당되는 파워암의 모멘트 또한 작아야 하므로 상대적으로 짧은 파워암이 사용되어야 한다. 반면에 견치와 제1소구치 사이에 파워암이 위치하게 되면 앞의 경우에 비해 저항중심으로부터의 거리가 멀어지게 된다. 이는 저항중심의 역모멘트가 상대적으로 커진 것을 의미하고 이와 견줄 수 있는 견인력의 모멘트를 증가시키기 위해 파워암의 길이가 증가해야 함을 나타내는 것이다.

$$M_i^{CR} + M_i^F = 0$$
$$\begin{cases} M_i^{CR} = M_1^{CR}, M_2^{CR} \\ M_i^F = M_1^F, M_2^F \end{cases}$$

<41>

<42> 지금까지의 논의를 정리하게 되면 저항중심의 위치를 단정지어서 말할 수 없다는 결론에 이르게 된다. 사람마다 치아의 모양과 치근막, 치조골의 형태가 다르기 때문에 결합 형태 또한 달라진다. 이러한 복합적인 요인에 의해 치아모델에 따라 저항중심의 위치가 변하게 되므로 기존의 연구를 통해 저항중심의 위치에 대한 경향성을 파악할 수는 있지만 이를 개개인에게 적용하기에는 무리가 따른다. 따라서 본 실험에서 언급된 유한요소 모델링과 해석 방법 및 결과 도출 등의 일련의 과정을 치아 교정의 하나의 방법론으로 설정하고 이를 개개인의 치아 모델에 적용하게 된다면 보다 합리적이고 효율적으로 상악 전치를 후방견인시킬 수 있을 것으로 예측한다.

<43> 결론

<44> 본 실험은 전치부 후방 견인 시 상악 6 전치의 평행이동에 미치는 요인들에 대해 알아보기 위해 유한요소법을 이용하여 모델링을 수행하고 파워암의 위치와 길이에 따른 영향에 대해서 분석하였다. 그에 따른 결론은 다음과 같다.

<45> 1. 견인 파워암의 위치가 절치에서 소구치 쪽으로 옮겨갈 때 전치부를 평행이동 시키기 위해서는 견인 파워암의 길이가 소구치 쪽으로 갈수록 길어져야 한다.

<46> 2. 저항중심 (CR)은 상악 치아의 상아질, 치근막, 치조골의 결합 형태에 따라 달라지게 된다. 또한 저항중심은 각 치아에 대해서 존재하는 것이 아니라 전체 모델에 대해서 유일하게 존재하는 것이다. 해석 결과에 따르면 견인 파워암의 위치에 따라 평행이동을 일으키는 견인 파워암의 길이가 달라지게 되었는데 이는 저항중심이 위치와 길이에 따라 변화한 것이 아니라 고정된 저항중심에 맞추어 역학적으로 모멘트가 평형을 이루기 위해서 파워암의 위치에 따라 길이가 변화된 것이다.

<47> 3. 고정된 저항 중심을 기준으로 하여 견인 파워암의 위치가 변하게 되면 견인 파워암의 길이에 따라 치아는 시계 방향 또는 반시계 방향으로 회전운동을 한다. 이는 저항중심의 모멘트와 견인력에 의한 모멘트 간의 평형을 이루지 못하면서 uncontrolled tipping이 발생하게 되는 것이다.

<48> 4. 지금까지의 결과를 바탕으로 견인 파워암의 위치와 길이를 변수로 설정하여 회전의 정도에 대한 상관관계식을 만들었고 이에 따라 견인 파워암이 중절치와 견치 사이 또는 견치와 제1소구치 사이에 위치하는 경우 평행이동을 유발하는 견인 파워암의 길이는 각각 4.987 ㎜, 8.218 ㎜ 일 때이다.

<49> 5. 이러한 일련의 과정을 하나의 방법론으로 정립하고 이를 각 치아모델에 적용하게 되면 각 교정 치아에 대해 효율적인 파워암의 위치와 길이를 도출해 낼 수 있고 보다 효과적으로 상악전치를 후방견인할 수 있을 것이다.

<50> 이상에서 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예를 중심으로 설명하였으나, 이는 단지 예시일 뿐 본 발명을 한정하는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성을 벗어나지 않는 범위에서 이상에 예시되지 않은 여러 가지의 변형과 응용이 가능함을 알 수 있을 것이다. 그리고, 이러한 변형과 응용에 관계된 차이점들은 첨부된 청구 범위에서 규정하는 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

산업이용 가능성

<51> 본 발명에 따른 기술은 상악 전치부 치아의 후방 견인을 위한 조건 결정시에 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

<52> 도 1의 (a)는 상악 전치부 치아의 FE모델을 나타낸 도면, 도 1의 (b)는 상악전치부 치아의 FE모델의 우측 측면도 및 좌표를 도시한 도면이다.

<53> 도 2의 (a)는 시아의 실험에서의 파워암의 위치 및 견인력을 도시한 도면, 도 2의 (b)는 제 1 위치에서의 파워암의 위치 및 견인력을 도시한 도면, 도 2의 (c)는 제 2 위치에서의 파워암의 위치 및 견인력을 도시한 도면이다.

<54> 도 3은 파워암이 견치에 위치할 때의 파워암의 길이에 따른 정면 절치, 측절치, 견치에서의 변위를 각각 도시한 그래프이다.

<55> 도 4는 파워암이 측절치와 견치의 사이에 위치할 때 (제 1 위치)의 파워암의 길이에 따른 정면 절치, 측절치, 견치에서의 변위를 각각 도시한 그래프이다.

<56> 도 5는 파워암이 견치와 제 1 소구치의 사이에 위치할 때 (제 2 위치)의 파워암의 길이에 따른 정면 절치, 측절치, 견치에서의 변위를 각각 도시한 그래프이다.

<57> 도 6의 (a)는 파워암의 위치가 제 1 위치 및 제 2 위치에 있을 경우, 파워암의 길이에 따른 치아의 회전각도를 각각 도시한 3차원 도면, 도 6의 (b)는 파워암의 길이에 따른 치아의 회전각도에 따른 종합모델방정식을 도시한 도면이다.

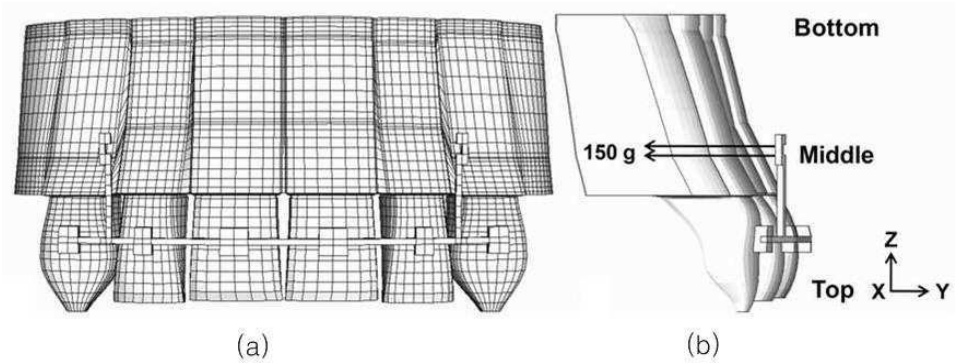
<58> 도 7은 종합모델방정식을 이용하여 파워암의 위치에 따른 파워암의 최적위치를 구한 결과를 도시한 도면이다.

<59> 도 8은 파워암에 힘이 가해질 때 발생하게 되는 모멘트와 저항 중심에 발생하게 되는 역모멘트와의 평형관계를 나타낸 도면이다.

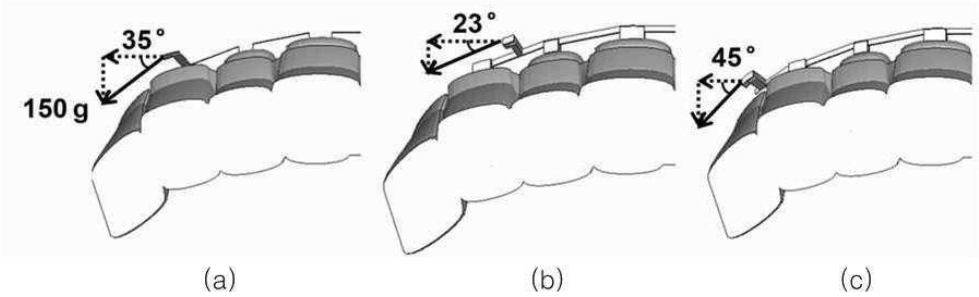
<60> 도 9는 본발명의 일실시예에 따른 상악 전치부 치아의 후방 견인 조건을 결정하는 방법의 플로우 차트이다.

도면

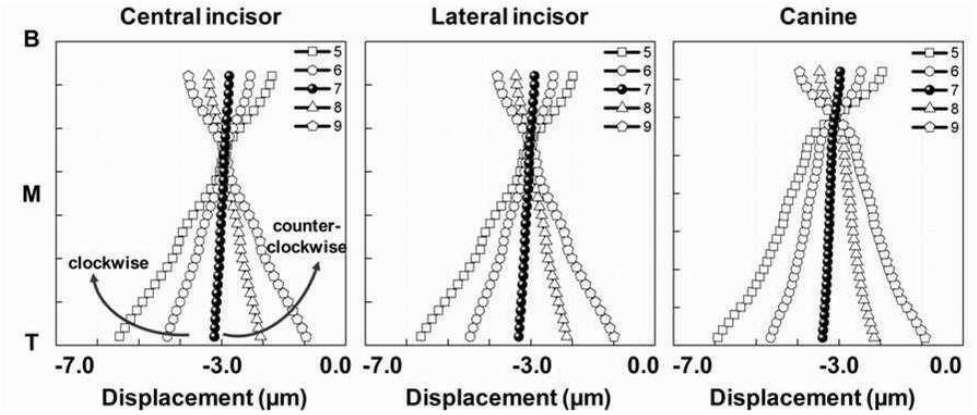
도면1



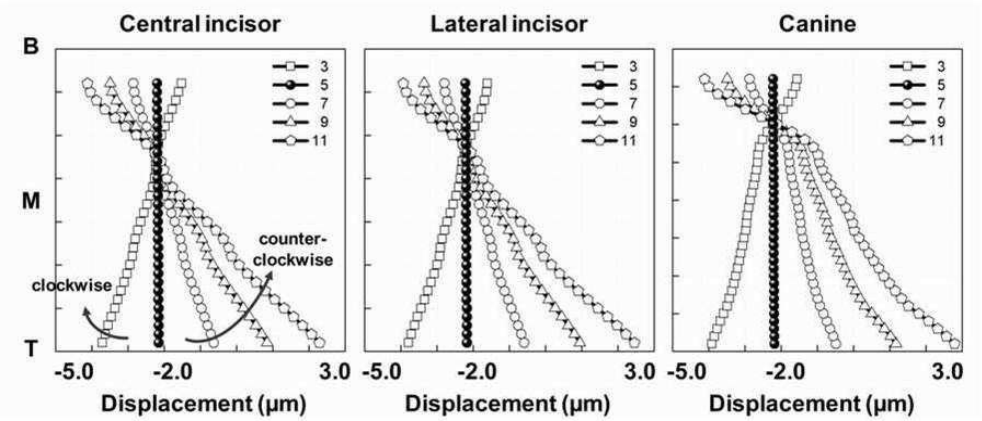
도면2



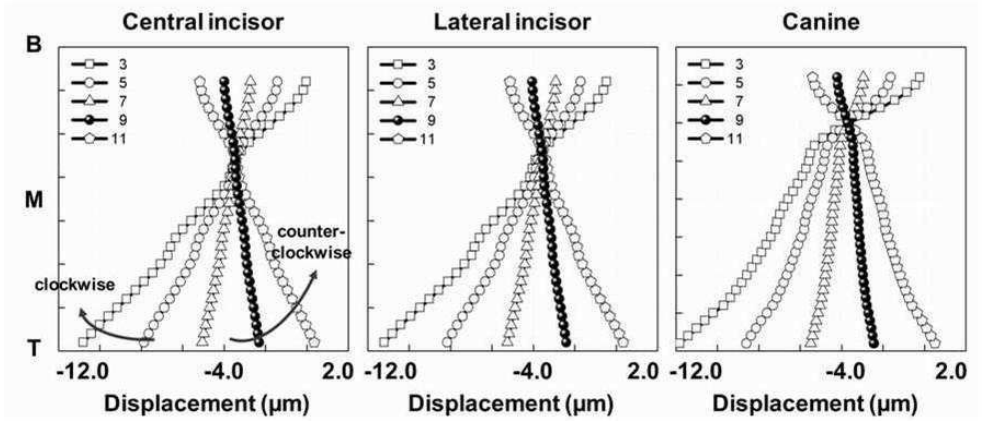
도면3



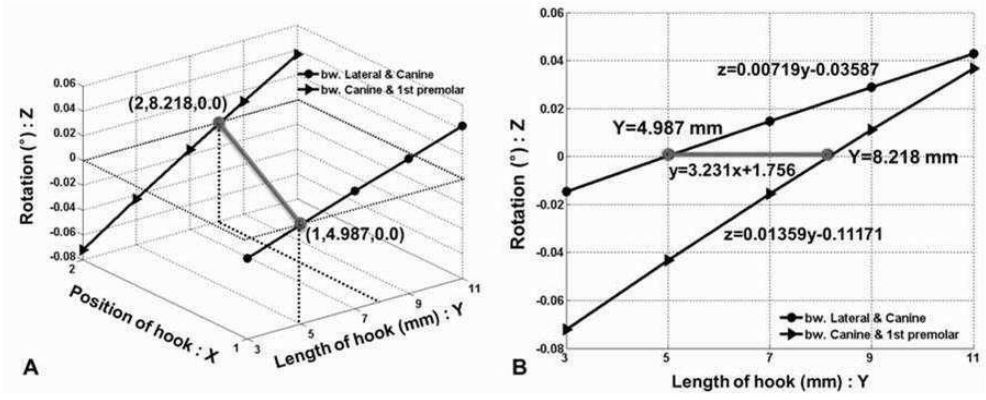
도면4



도면5

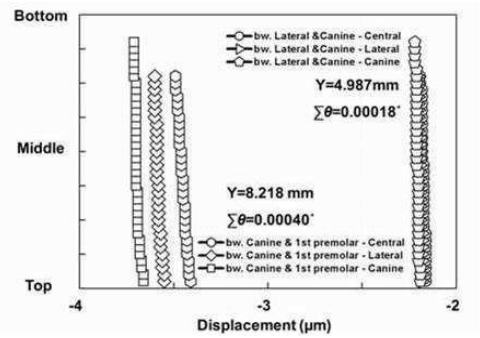


도면6

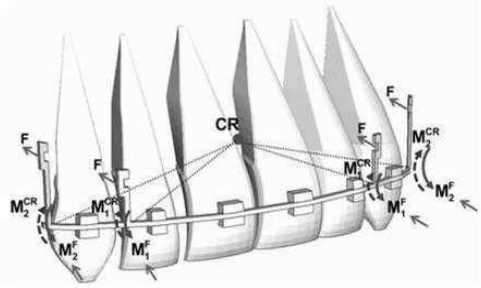


(a) (b)

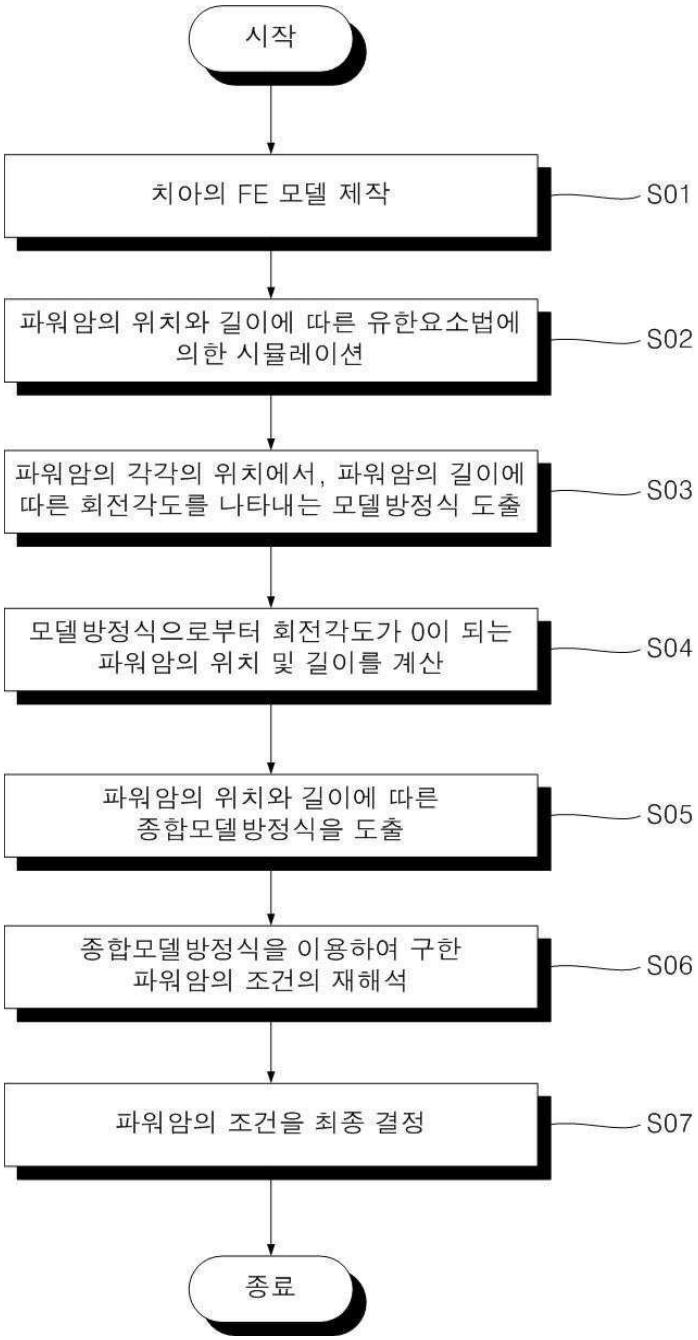
도면7


Bottom
Middle
Top
-4
-3
-2
Displacement (μm)
bw. Lateral &Canine - Central
bw. Lateral &Canine - Lateral
bw. Lateral &Canine - Canine
Y=4.987mm
∑θ=0.00018°
Y=8.218 mm
∑θ=0.00040°
bw. Canine & 1st premolar - Central
bw. Canine & 1st premolar - Lateral
bw. Canine & 1st premolar - Canine

도면8


CR
F
F
F
F
M_2^{CR}
M_1^{CR}
M_2^{F}
M_1^{F}
M_1^{CR}
M_2^{CR}
M_1^{F}
M_2^{F}

도면9


시작
치아의 FE 모델 제작
S01
파워암의 위치와 길이에 따른 유한요소법에 의한 시뮬레이션
S02
파워암의 각각의 위치에서, 파워암의 길이에 따른 회전각도를 나타내는 모델방정식 도출
S03
모델방정식으로부터 회전각도가 0이 되는 파워암의 위치 및 길이를 계산
S04
파워암의 위치와 길이에 따른 종합모델방정식을 도출
S05
종합모델방정식을 이용하여 구한 파워암의 조건의 재해석
S06
파워암의 조건을 최종 결정
S07
종료