(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.
A61C 13/00 (2006.01)

(45) 공고일자 2007년05월16일
(11) 등록번호 10-0712771
(24) 등록일자 2007년04월23일

(21) 출원번호	10-2000-7010176	(65) 공개번호	10-2001-0096477
(22) 출원일자	2000년09월15일	(43) 공개일자	2001년11월07일
심사청구일자	2004년03월08일		
번역문 제출일자	2000년09월15일		
(86) 국제출원번호	PCT/CH1999/000115	(87) 국제공개번호	WO 1999/47065
국제출원일자	1999년03월16일	국제공개일자	1999년09월23일

(81) 지정국 국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그루지야, 가나, 감비아, 크로아티아, 헝가리, 인도네시아, 이스라엘, 아이슬랜드, 일본, 케냐, 키르키즈스탐, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베이라, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 폴란드, 포르투칼, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 슬로베니아, 슬로바키아, 시에라리온, 타지키스탄, 투르크맨, 터어키, 트리니아드토바고, 우크라이나, 우간다, 미국, 우즈베키스탄, 베트남, 세르비아 앤 몬테네그로, 남아프리카, 짐바브웨,

AP ARIPO특허 : 가나, 감비아, 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 시에라리온, 스와질랜드, 우간다, 짐바브웨,

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르키즈스탐, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크맨,

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 사이프러스, 독일, 덴마크, 스페인, 핀란드, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투칼, 스웨덴,

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베닌, 중앙아프리카, 콩고, 코트디브와르, 카메룬, 가봉, 기니, 기니 비사우, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고,

(30) 우선권주장

제98810230.7호	1998년03월17일	유럽특허청(EPO)(EP)
제98811131.6호	1998년11월12일	유럽특허청(EPO)(EP)

(73) 특허권자 아이트게뇌시셰 테히니셰 호흐슐레 쮜리히 니히트메탈리셰 베르크슈토페
스위스 쮜리히 체하-8092 존네크슈트라세 5

(72) 발명자 필저프랭크
스위스오베렝슈트링엔체하-8102빈켈라인베크15

가우클러루트비크
스위스샤프하우젠체하-8200겜스가세11

코허페터
스위스발리젤렌체하-8304반호프슈트라세7

루에티하인쯔
스위스너이해텔체하-2000헤민데벨-아이어41

샤에르어페터
스위스쮜리히체하-8053베렌바흐할데50

(74) 대리인 황광현

(56) 선행기술조사문헌
EP 580565 A EP 0160797 A

심사관 : 김용일

전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 인공 치아 대용물의 제조방법

(57) 요약

본 발명은 적어도 하나의 준비된 치아단단(10)에 부합되는 인공 치아관(28) 및/또는 치아 브리지(38)를 제조하는 방법 및 블랭크에 관한 것이다. 치아관(28) 및/또는 치아 브리지(38) 골격 구조물(14)의 양각 모델의 입체적 외부 표면(20) 및 내부 표면(22)을 스캐닝하고 디지털화한다. 측정된 데이터는 모든 방향에서의 소결 수축을 정확히 보정하는 확대 계수(f)에 비례하여 확대된다. 이 데이터는 또한 다공성 세라믹으로 이루어진 블랭크를 가공하기 위한 적어도 하나의 가공 기계의 제어 공학으로 전달되며, 그것으로부터 적당한 도구 경로가 유추된다. 디지털화로부터 일시적으로 이탈된 재료는 도구의 제어 명령에 의해 블랭크(48)로부터 제거된다. 이 재료는 양각 모델(46, 47)의 최종 확대형이 제조될 때까지 제거된다. 이렇게 확대된 골격 구조는 곧바로 최종 측정됨으로써 골격 구조물(14)에 단단히 소결시킨다. 최종적으로, 도재나 플라스틱으로 된 코팅 재료(24)를 입힘으로써 골격 구조물(14)을 개별화시킨다. 확대 계수(f)를 제공하고 인간의 감각 기관이나 기계에 의해 검출될 수 있는 정보 코드는 세라믹 블랭크, 포장, 라벨 또는 사용설명서에 기재되어 있다.

대표도

도 3

특허청구의 범위

청구항 1.

수축을 고려하여 완전 세라믹 골격 구조물(14)의 내부 표면(22)을 계산하고, 환자의 구강내 기하학적 상태를 스캐닝하여 디지털화할 때 소결 수축을 정확히 보정하는 확대 계수(f)에 의해 모든 방향에 비례하여 확대되는 데이터를 하나 또는 그 이상의 가공 기계의 제어 전자계기로 전달시킨 다음 이 데이터로부터 도구 경로를 유추해 내고, 골격 구조물(14)의 확장 형태를 전체적인 말단에 직접 조밀하게 소결시킨 다음 도재 또는 플라스틱의 코팅 재료(24)를 씌워서 개별화시키는, 미세한 세라믹 분말을 압착시켜 제조한 하나 또는 그 이상의 미리 준비한 치아단단(10)에 부합되는 인공 치아 대용물(28, 38)의 제조방법에 있어서, 소결 수축을 고려한 환자의 구강에 맞춘 양각 모델(46, 47)의 스캐닝 및 디지털화에 기초하여, 상기 디지털화를 수행한 이후에 블랭크(48)로부터 골격 구조물(14)의 확대형을 제조하는 공작기계에 블랭크(48)로부터 골격 구조물(14)의 확대형을 생성시키라는 제어 명령을 전달하고, 블랭크(48)에서 재료를 제거하여 외부 표면(20)과 내부 표면(22)을 갖는 골격 구조물(14)의 확대형을 제조하되, 상기 제어 명령은 소결 수축을 정확히 보정하는 확대 계수(f)에 의해 모든 방향으로 확대시킨, 환자 구강 상태의 골격 구조 모델의 표면에 대한 디지털적 정보를 지니고 있음을 특징으로 하는 인공 치아 대용물의 제조방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 환자의 구강 상태를 불완전하게 반영한 양각 모델(46, 47)은 입체적인 외부 표면(20) 및 내부 표면(22), 또는 이 둘 중 하나를 컴퓨터 기술로 보정함을 특징으로 하는 방법.

청구항 3.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 골격 구조(46)의 양각 모델(46, 47)에 대한 확대 계수(f)는 재료의 조성물 및 분말 특성에 기초하여 확립함을 특징으로 하는 방법.

청구항 4.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 치아관(28) 및 치아 브리지(38), 또는 이 둘 중 하나는 정밀한 런-아웃 변부(16)를 가짐을 특징으로 하는 방법.

청구항 5.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 기계에 의해 확대한 골격 구조물(14)은 이론상 가능한 밀도 ρ_S 의 90 - 100 % 로 소결됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 6.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 예비 - 가공하는 데 압착된 미세 세라믹 분말로 이루어진 미가공 또는 예비소결된 블랭크(48)를 사용함을 특징으로 하는 방법.

청구항 7.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 블랭크(48)는 기계적 및 광학적, 또는 이 둘 중 한 방법으로 가공하며 1 차적으로 초벌 머시닝을 한 다음에 최종 머시닝을 실시함을 특징으로 하는 방법.

청구항 8.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 블랭크(48)는 예비 - 가공 전에 50 - 200 ℃ 에서 2 - 20 시간 동안 열처리함을 특징으로 하는 방법.

청구항 9.

제 8 항에 있어서, 블랭크(48)는 열처리 후에 확대된 골격 구조물(14) 내로 재료를 제거하는 가공을 더 실시함을 특징으로 하는 방법.

청구항 10.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 확대된 골격 구조물(14) 내로 가공하기 전에 450 - 1200 ℃ 에서 0.5 - 6 시간 동안 블랭크(48)를 예비소결시킴을 특징으로 하는 방법.

청구항 11.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, Al_2O_3, TiO_2, MgO, Y_2O_3 및 산화지르콘이 혼합된 결정인 $Zr_{1-x}Me_xO_{2-(\frac{4n}{2})x}$ 로 구성된 그룹 중에서 선택한 금속산화물 분말 중 하나 또는 그 이상으로 이루어진 블랭크(48)를 이용하며, 상기 식에서 Me 는 2 가 -, 3 가 -, 4 가 양이온을 이루는 산화물 내에 존재하는 금속으로(n=2, 3, 4 및 $0 \leq x \leq 1$) 산화지르콘의 사각형 및 입방형, 또는 이 둘 중 하나를 안정화시킴을 특징으로 하는 방법.

청구항 12.

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 금속산화물 분말은 유기 결합제인 폴리비닐알콜(PVA), 폴리아크릴산(PAA), 셀룰로스, 폴리에틸렌글루콜 및 열가소물 중 하나 또는 그 이상과 함께 사용함을 특징으로 하는 방법.

청구항 13.

제 12 항에 있어서, 결합제의 비율은 0.1 - 45 부피% 임을 특징으로 하는 방법.

청구항 14.

삭제

청구항 15.

삭제

청구항 16.

제 2 항 있어서, 환자의 구강 상태를 불완전하게 반영한 양각 모델(46,47)은 치아 브리지(38)의 브리지 부분(40)에 대한 컴퓨터 기술로 보정함을 특징으로 하는 방법.

청구항 17.

제 5 항에 있어서, 기계에 의해 확대한 골격 구조물(14)은 이론상 가능한 밀도 ρ_S 의 96 - 100 % 로 소결됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 18.

제 8 항에 있어서, 블랭크(48)는 예비 - 가공 전에 90 - 150 ℃ 에서 2 - 6 시간 동안 열처리함을 특징으로 하는 방법.

청구항 19.

제 13 항에 있어서, 결합제의 비율은 0.1 - 5 부피 % 임을 특징으로 하는 방법.

청구항 20.

제 3 항에 있어서, 골격 구조(46)의 양각 모델(46, 47)에 대한 확대 계수(f)는 하기 수학식에 따라 계산된 것임을 특징으로 하는 방법

수학식 1

$$f = 3\sqrt{\frac{\rho_S}{\rho_R}}$$

이 식에서, ρ_R 은 미리 제조된 블랭크의 상대 밀도이고 ρ_S 는 소결 후 도달할 수 있는 상대 밀도이다.

청구항 21.

제 5 항에 있어서, 기계에 의해 확대한 골격 구조물(14)은 이론상 가능한 밀도 ρ_S 의 99 % 이상으로 소결됨을 특징으로 하는 방법.

명세서

본 발명은 청구항 1 의 서론에 기술된 적어도 하나의 미리 준비된 치아단단(dental stump)에 부합되는 인공 치아 대용물의 제조방법에 관한 것이다.

인공 치아관 및/또는 치아 브리지의 제조방법은 다수 알려져 있다. 대체로 치아를 제조한 후에 치아단단(들), 치아 주변 및 하악의 주형을 제조한다. 석고 주형에 의한 수작업으로 구강의 양각 모델을 제조할 수 있는데, 밀랍이나 플라스틱 골격 구조는 숙련된 기술로 제조된다. 종래의 기술을 이용할 때에는 납형법(lost-wax process), 1:1 모방 밀링 또는 분쇄와 같은 공지된 방법을 이용하여 금속으로 제조할 수 있으며 도재를 입혀 구워 골격 구조 모델을 제조할 수 있다. 그러나 도재를 입혀 구웠을 때는 높은 거부 위험, 특히 경부연에 대한 미적인 문제가 발생 할 뿐만 아니라 관을 씌운 치아를 모니터하기 위한 진단 방법의 기초가 되는 X-선은 더 이상 사용되지 않는다. 다른 방법에서 사용되는 소위 치아 세라믹 도재는 빈약한 기계적 특성을 가지므로 낮은 부하를 갖는 치아관에는 적합하지만 치아 브리지로서는 부적합하다.

유럽 특허 공고 제 0389461 호에는 이미 형성된 치아와(tooth cavity)에 부합되도록 인공 온레이 치아관을 제조하는 방법에 관하여 기술되어 있다. 이 방법은 환자의 구강에 대한 주형 또는 음각형에 기초하는 것이다. 온레이 치아관은 모방-밀링에 의해 밀링한 다음 미가공 세라믹 블랭크나 전소결시킨 세라믹 블랭크로부터 확대시킨 후 조밀하게 소결시킨다. 유럽 특허 공고 제 0389461 호에 의해 제조된 온레이 치아관은 원칙적으로 치아관과는 다른 산물이며 치아에 적용하는 치아 브리지와도 상이하다. 온레이 치아관은 치아와에 부합되며 기하학적으로는 항상 볼록한 모양을 갖는다. 치아관과 치아 브리지는 치아단단에 부합되며 캡 모양을 갖는다. 이로 인해 런-아웃 변부(run-out margin)를 기술적으로 취급하기가 힘들다. 유럽 특허 공고 제 0389461 호에 따른 모방 밀링의 기본적인 특징 중 하나는 가공 도구에 대한 스캐닝 이동시 스캐닝과 이동을 동시에 한다는 것이다. 이것은 본질적으로 비례 확대 작성에 장기간 사용되는 팬터그래프의 작동 방법에 해당한다. 따라서 유럽 특허 공고 제 0389461 호의 적용 분야는 인레이 치아관, 온레이 치아관 및 페이싱 같은 볼록한 형태의 치아 대용품에만 한정된다.

유럽 공개 특허 제 580565 호에는 치아 도재로 코팅되는, 세라믹 소재의 조밀한 고강도 골격 구조를 분말 야금술에 의해 생산하는 방법과 함께 인공 치아 모형이 기술되어 있다. 제조된 치아의 형상은 구강이나 치아 모델에서 광학적으로 또는 기계적으로 기록된다. 와 즉, 내부표면과 그것의 각각의 국부적인 위치는 컴퓨터로 제어되는 밀링기를 이용하여 플라스틱과 같은 그외의 물질로부터 생산되고 확대된다. 골격 구조의 와는 이러한 형태로 즉, 미리 준비된 치아단단에 분말을 압착시키는 분말 야금술에 의한 방법으로 제조한다. 골격 구조의 외부표면 또한 압착에 의해 제조한다. 따라서 골격 구조를 제조하는 방법은 재료를 블랭크로부터 제거함으로써 제조하는 방법과는 본질적으로 상이하다.

마지막으로, 유럽 공개 특허 제 0160797 호에는 치과 기술 주형의 제조용 블랭크가 기술되어 있다. 기계로 가공된 블랭크 바디는 부가장치와 같이 형성될 수 있는 밀폐된 허용 구역(tolerance section)을 지닌다. 기준 표면 또는 억제 장치(stops)를 지니는 이 부가장치는 재료를 제거하여 머시닝하기 위한 고정 조(clamping jaw) 안으로 블랭크를 삽입하기 위한 홀더를 제공한다. 기준 표면은 블랭크의 특성에 관한 공작기계로 스캔가능한 코드화된 정보를 지닐 수 있다.

본 발명자는 원래의 치아단단이나 인공 치아단단에 맞추어 접착하고/하거나 고정시키는, 조밀하게 소결시킨 고강도의 세라믹 골격 구조를 갖는 세라믹 치아관 및/또는 치아 브리지의 제조방법을 제공한다. 이 방법으로 소결시에 수축되고, 부차적인 작업을 필요로하지 않는 선세공으로 완벽하게 부합되는 재료의 교합면과 오목한 표면을 갖는 치아관 및/또는 브리지를 생산할 수 있다. 또한, 상기 방법을 간편하고 정확하게 실시할 수 있도록 세라믹 산화물 재료로 된 블랭크를 제공한다.

이는 청구항 1 로 특징지어지는 본 발명에 따른 방법을 참고로 하여 해결된다. 본 발명의 방법에 따른 특정한 형태 및 그 외의 형태를 종속항에 기술하였다.

치아단단의 치아 제조에서 출발하여, 환자의 구강에 대한 음각 모델, 특히 치아단단(들)의 표면, 주변 치아의 접촉면 및 교합되는 부분을 제공하는 주형을 제작한다. 이러한 주형으로 양각 모델을 만드는데, 대체로 석고로부터 제조한다. 모델에 맞춰 제조한 골격 구조 표면 및 치아단단 간의 갭을 고려하여 스페이서 래커를 구강의 양각 모델에 적용한다. 그런 다음 상기 환자의 구강에 맞춘 양각 모델에 관하여 플라스틱이나 밀랍으로 된 골격 구조 모델을 제조할 수 있다. 이러한 방법은 공지되어 있으며, 치아관 및/또는 브리지의 금속 골격 구조 제조를 위한 치아 관련 기술 분야에서 사용된다.

본 발명의 방법은 이러한 공지된 준비 단계를 따르며, 양각 모델의 표면이나 골격 구조의 내외 표면을 완벽하게 디지털화한다. 환자 구강의 상태에 대해 불완전한 양각 모델은 컴퓨터 기술에 의해 입체적 내외 표면에 보강되는 것이 바람직한데, 치아 브리지의 브리지 부분에 특히 중요하다. 디지털화 및 컴퓨터 기술로 보강한 결과 골격 구조의 표면을 완벽하게 디지털화하였다. 디지털화는 기계적으로나 광학적으로 실시할 수 있다. 준비된 치아단단이나 모델에 대하여 환자의 구강을 디지털화하는 방법은 예를들어 미국 특허 공개 제 418312 호 (기계적인 방법) 및 유럽 특허 공고 제 0054785 호 (광학적인 방법)에 공지되어 있다. 이미 공지된 기계적 디지털화의 본질적인 문제점은 환자에게 기계적인 스캐닝 도구를 설치해야 한다는 것으로, 좁은 구강 내에서 도구를 안전하게 취급하는 것이 문제이다. 광학적 디지털화 도구 또한 측정되는 치아단단 내로 빛이 부분적으로 투과되거나 조절이 되지 않아 부정확해지는 것을 막기 위하여 치아단단의 반투명한 부분을 분말로 코팅해야만 한다. 그러나 치아단단이 대체로 고르지 않기 때문에 분말 코팅시에 부정확성이 더욱 증가하게 된다.

본 발명의 방법에 있어서, 골격 구조 모델은 고정 핀으로 고정시킨다. 고정된 골격 구조 모델은 각 단계에 맞도록 회전한다. 180°회전으로, 골격 구조 모델의 교합되는 표면 및 오목한 표면의 완전한 디지털화가 이루어진다. 최적 작업 위치는 미리 결정되며 고정축(shaft)을 회전시킴으로써 조절된다. 골격 구조 모델의 표면 용적은 소결시의 수축을 보완하기 위해 모든 방향에서 길이대로 확대시킨다. 확대 계수(f)는 수학식 1 에 나타나 있는 바와 같이 미리 제조된 블랭크의 상대 밀도(ρ_R) 및 소결 후 도달할 수 있는 상대 밀도(ρ_S)로부터 유도된다.

수학식 1

$$f = \sqrt[3]{\frac{\rho_S}{\rho_R}}$$

확대된 표면의 데이터로부터, 확대된 골격 구조를 블랭크로부터 완전히 생성하여 확대시키라는 제어 명령을 이끌어낸다. 골격 구조 모델의 확대 표면에 비해, 정확한 말단 방향의 연속적인 소결 수축이 직접 이루어질 수 있도록 하기 위하여 머시닝이 요구되지 않으므로 조밀하게 소결된 상태에서 재조작하는 것은 피한다.

디지털화를 수행한 이후에, 다공성 세라믹 블랭크는 재료를 제거하여 확대된 골격 구조를 형성할 수 있다. 이 경우에 블랭크는 예를들어 가공 기계의 두 축 사이에 고정될 것이다. 회전할 수 있도록 고정된 블랭크는 적당한 유도 도구의 방향을 따라 작동한다. 이러한 가공은 예를들어 하나 또는 그 이상의 도구로 밀링되거나 분쇄됨으로써 기계적으로 발생하거나/발생하고 레이저 빔과 같은 하나 또는 그 이상의 빔에 의해 광학적으로 일어난다. 머시닝은 초벌 머시닝과 도구에 의해 접근가

능한 표면의 최종 머시닝의 하나 또는 그 이상의 가공 단계에서 일어난다. 교합면의 머시닝에서 오목부의 머시닝으로 바꾸기 위해, 부분적으로 머시닝되는 블랭크의 위치 변환이 요구된다. 블랭크를 고정시키는 축은 각 단계에서 및/또는 연속적으로 역회전을 포함하여 반 회전, 온 회전 또는 수차례 회전하도록 프로그램되어 있다.

바람직하게 10,000 - 50,000 rpm 범위내의 회전 속도, 바람직하게 0.5 mm 이상의 인피드(infeed), 특히 1 - 15 mm, 및 바람직하게 3 cm/초 이상의 선행 속도, 특히 3.5 - 10 cm/초에서 기하학적으로 한정된 절단면을 지니는 밀링 도구를 사용하여 블랭크로부터 재료를 제거하는 것이 바람직하다.

양각 모델에 관하여 블랭크 재료로부터 확대된 골격 구조의 제조는 나머지 블랭크로부터 골격 구조의 말단 또는 중간 분리에 의해 이루어진다. 분리시에 폴리싱(polishing)으로 알려진 약간의 수세공 손질이 필요할 것이다.

기계적 작업을 마친 확대된 골격 구조는 조밀하게 소결된다. 사용된 재료 및 분말 형태에 따라 온도가 보통 1100 - 1600 ℃ 범위내에서 변화한다. 그래서 이론상으로 가능한 밀도의 90 - 100 % 밀도, 바람직하게는 이론상으로 가능한 밀도의 96 - 100 % 밀도, 특히 이론상으로 얻을 수 있는 밀도의 99 % 이상을 얻을 수 있다. 소결하는 동안 골격 구조는 더이상의 변형이나 일그러짐 없이 비례적으로 수축한다. 이것은 치아단단의 수축없이 구워서 소결되도록 한다. 소결수축량 (s)는 수학식 1 과 유사하게 소결전 블랭크 ρ_R 의 상대 밀도 및 소결후 얻을 수 있는 상대 밀도 ρ_S 로부터 계산된다 :

수학식 2

$$s = \sqrt[3]{\frac{\rho_R}{\rho_S}} - 1$$

소결 후 수축된 세라믹 골격 구조는 700 - 1,100 ℃ 의 온도에서 통상적인 굽기 과정에서 도재 또는 플라스틱으로 코팅된다. 도재 또는 플라스틱을 한 겹 또는 그 이상으로 사용할 수 있다. 그렇게 해서 치아관 또는 치아 브리지는 독립적인 형태를 지니게 된다. 그런 다음 치아관 또는 치아 브리지를 준비된 치아단단에 일상적인 시멘팅 재료 및 제조 방법을 사용하여 시멘트로 붙인다.

본 발명에 따른 방법의 이점을 하기와 같이 요약할 수 있다 :

- 품질이 좋고 정밀하게 짜여진, 조밀하게 소결된 완전한 세라믹 치아관 및/또는 치아 브리지는 저 비용으로, 단순하고 안전한 방법으로 제조될 수 있다. 상동의 블랭크는 안전하고 단순한 제조 방법이 필수적이다.

- 준비된 치아단단에 부합하는 각각의 치아관 및/또는 치아 브리지는 측면 치아 부위에서는 많은 하중의 영향을 받지 않으며 또한 정면 치아 부위에서는 환자의 심미적인 요구도 충족시킨다. 특히 치아 브리지의 경우는, 잘 분리되는 것, 즉, 브리지 요소 사이에서 가느다란 형태로 분리되는 것을 목적으로 하는데, 최소한 금속 세라믹 치아 브리지에 필적하는 구조를 얻을 수 있으며, 심미적, 위생적 및 발음상의 이유로 치과의사가 권유한다.

보정 확대 계수 (f) 의 개별 입력용 데이터를 지니는, 기계 또는 인간의 지각 기관에 의해 감지할 수 있는 정보 코드를 블랭크 자체에, 그것의 포장, 부착 라벨 또는 포장 사용 설명서에 기재해 놓은 본 발명에 따라, 다공질 세라믹 블랭크에 관한 작업이 설명된다.

치아관 및/또는 치아 브리지용 골격 구조의 제조를 위한 세라믹 다공성 블랭크는 다양한 금속 조성물로 만들어질 수 있는데, 특히 Al_2O_3, TiO_2, MgO, Y_2O_3 및 산화 지르콘이 혼합된 크리스탈 $Zr_{1-x}Me_xO_{2-(\frac{4n}{2})x}$ 중에서 적어도 하나의 금속 산화물 분말로부터 만들 수 있으며, 여기에서 Me 는 2-, 3- 또는 4-가 양이온(n = 2, 3, 4 및 $0 \leq x \leq 1$)과 같은 산화물 형태에 존재하는 금속이고 사각형 및/또는 정육면체의 산화 지르콘을 견고하게 한다. 더 상세한 블랭크의 재료 조성물은 청구항 11 - 13 의 방법 종속항에 나타나 있다. 또한 블랭크는 청구항 6 - 12 의 방법 종속항에 더 자세히 설명된 열 전처리를 받을 수 있다.

블랭크의 제조를 위한 각각의 가공 단계에서, 블랭크의 열 전처리 중에 온도 프로필 및 온도 변동과 같은 오차가 적용된다.

블랭크로부터 골격 구조를 제조하기 위한 확대 계수(f)(수학식 1)는 일반적으로 주어진 전제(reasons)에 대한 상수가 아니다. 블랭크를 하나의 재료 및 동일한 재료로부터 만들고 동일한 방법으로 동일한 생산 설비에서 제조한다 하더라도, 확대 계수(f)는 일정하지 않다. 본 발명에 따른 재료의 유연성 및 제조 오차는 각각의 블랭크에 대한 개별적인 확대 계수(f)가 결정되고 각각의 블랭크와 함께 전달되는 것처럼 얻어질 수 있다. 확대 계수(f)에 대한 데이터는 광학적으로, 전자기적으로 또는 기계적 감각으로 감지할 수 있도록 블랭크 자체에, 그것의 포장, 부착 라벨 또는 포장 사용 설명서에 기재하는 것이 바람직하다.

가장 간단한 변형체에서, 치아관 및/또는 브리지의 제조를 위한 데이터는 눈으로 확인할 수 있고 직접적으로 또는 골격 구조에 대한 양각 모델의 확장된 디자인 형태를 제조하는 보조적인 프로그램에 의해 분석될 수 있다.

그러나 그 자체에 알려진 확인 시스템은 확대 계수(f)에 대한 데이터를 읽을 수 있고 자동적으로 도구를 제어하는 명령으로 전환될 수 있도록 사용된다.

디자인 실시예

치아 제조에 적합한 치아 브리지용 골격 구조는 5.1 중량 % 의 Y_2O_3, 및 Al_2O_3, SiO_2, Fe_2O_3 및 Na_2O 의 약간의 불순물(전체 0.05 중량 % 보다 적은양)을 함유하는 정방의 안정화된 ZrO_2 분말로 만들어진다. 입자의 크기는 약 0.3 ㎛ 로 매우 미세하다. 블랭크는 약 300 MPa 로 평형하게 압력이 가해지고 2 mm 두께보다 적은 미가공 상태의 외부 재료 층을 터닝(turning)하여 제거한다. 예비-가공 후, 직경은 22 mm 이고 높이는 47 mm 이다. 밀도는 3.185 g/cm^3 로 측정된다. 기계로 가공된 블랭크는 대략 850 ℃ 에서 약 120 분 동안 예비소결된다. 결합제를 소진한 후, 예비소결된 후 측정된 상대 밀도는 3.089 g/cm^3 이다.

환자의 구강내 위치의 주형을 실리콘 덩어리로 만드는데, 특히 준비된 치아단단의 음각 주형은 제조된 모서리(preparation edge) 및 인접한 치아의 표면을 주형으로 제조된다. 양각 형태는 석고 덩어리에서 주형을 만들어 제조된다. 시멘트 갭(cement gap)을 형성하기 위하여, 두 개의 치아단단은 스페이서 래커로 표면이 고르게 코팅되어 구성된 표면을 형성한다. 밀랍 골격 구조는 환자의 구강내 위치의 이 양각 주형에서 양각적으로 모형을 뜬다.

골격 구조의 밀랍 모델을 두 개의 고정축 사이에 고정시킨 다음 먼저 교합면 방향의 면을 파상 방식으로 디지털화한 다음 밀랍 모델을 180°회전시키고, 캐비탈 방향의 면을 기계적으로 디지털화한다. 결과적으로 골격 구조의 완전한 표면의 디지털적 정보를 얻는다.

디지털적 정보는 수학식 1 에서 계산된 확대 계수 (f) = 1.2512 에 의해 비례적으로 확대되고, 골격 구조의 초벌 및 최종 머시닝에 사용되는 가공 도구를 고려하여 이것으로부터 가공 기계에 대한 제어 명령을 생성 시킨 다음 명령은 가공 기계로 전달된다. 둥근 형태를 지니는 마지막 밀링 도구의 초벌 머시닝용의 지름은 3 mm 이고 최종 머시닝용의 지름은 1.5 mm 이다. 두 개의 고정축 사이에 고정된 부분적으로 기계 가공된 블랭크를 180°완전히 회전시켜서 블랭크로부터 골격 구조 표면을 완전하게 제조하고 확대시킬 수 있다. 그런 다음 골격 구조를 남아있는 블랭크로부터 분리하고, 골격 구조상의 분리되는 지점을 연마하여 매끈하게 하고, 조심스럽게 남아있는 분말을 닦아낸다.

그런 다음 Y_2O_3 를 지니는 확대된 ZrO_2 골격 구조를 약 1500 ℃ 에서 소결시킨다. 소결 후 측정된 상대 밀도는 6.050 g/cm^3 이다. 이는 사실상 최대로 얻을 수 있는 밀도의 100 % 에 해당하는 것이다. 소결시 20.07 % 까지 수축된 골격 구조는 더 이상의 손질없이 환자 구강내 위치의 양각 모델에 부합될 수 있다.

그런 다음 골격 구조를 700 - 1100 ℃ 사이의 온도에서 도재층을 구워 개별화하고 인산 시멘트로 환자의 구강에 접착하여 붙인다.

종속 청구항의 대상인 도면에 나타난 디자인 실시예를 사용하여 본 발명은 더 상세히 설명된다. 이들은 개략적으로 다음과 같다 :

- 도 1 ; 인공 치아관을 지니는 본래의 치아단단의 세로 단면,

- 도 2 ; 도 1 의 A 부분의 확대된 상세도,

- 도 3 ; 세-부분 치아 브리지를 지니는 두 개의 치아단단의 세 로 단면,

- 도 4 ; 치아 브리지 골격 구조의 교합면 방향 도면(occlusal view),

- 도 5 ; 치아 브리지 골격 구조의 캐비탈 방향 도면(cavital view),

- 도 6 ; 디지털화 하는 골격 구조 모델의 고정 상태,

- 도 7 ; 기계 가공되지 않은 블랭크의 고정 상태,

- 도 8 ; 제조된 블랭크의 분리전 고정 상태, 및

- 도 9 ; 치아관의 디지털화 골격 구조 모델의 고정 상태.

도 1 에서 나타나는 치아단단(10)은 나타나 있지는 않지만 치수(12)를 지닌다. 이 치아단단은 천연이고 생기가 있으며, 다른 형태의 치아단단(10)은 임플란트(implant) 위에 자연적으로 및 인공적으로 만들어질 수 있다. 치아단단(10)은 첨와(undercut)를 가지지 않는다.

치아단단(10) 위에 조밀하게 소결된 세라믹 재료의 골격 구조물(14)을 접합시킨다. 이 골격 구조물(14)은 에나멜(18) 방향으로 정밀한 런-아웃 변부(16)를 가지는데, 런-아웃 변부는 제조 및 섬세한 선세공하는데 있어서, 오로지 볼록한 표면으로 된 공지된 온레이 치아관보다 본래 더 다루기가 힘들다. 골격 구조물(14)의 외부 표면(20)은 볼록하게 되고 교합면 쪽으로 기계 가공될 수 있는데, 대부분 본 분야에 해당한다. 골격 구조물(14)의 오목한 내부 표면(22)은 캐비탈 쪽으로 기계 가공되는데, 특히 정밀한 런-아웃 변부(16)를 고려하면 다루기가 매우 힘들다. 이러한 문제점은 본 발명에 따라 완전한 세라믹 재료를 사용하여 해결될 수 있다.

인공 치아관을 형성하기 위하여, 본래의 천연 치아 모양이 재현될 때까지 코팅 재료(24)를 골격 구조물(14)에 사용한다. 골격 구조물(14)은 코팅 재료(24), 즉, 도재 또는 플라스틱으로 붙여져서 개별화된다.

도 2 의 확대된 부분 A 에서, 조밀하게 소결된 세라믹 골격 구조물(14)의 양쪽 면에 층이 더 형성되어 있는 것이 확인된다. 상아질(11) 방향에는 치아단단(10)에 골격 구조물(14)의 접착 고정용 시멘트 층(26)이 있다. 비교적 얇은 층으로만 보여지는 코팅 재료(24)인 이 층은 본래 더 두껍게 있을 수 있고 성형된 외부 표면(42)과 함께 구성되어 치아관(28)을 형성한다.

천연 치아단단(10)의 표면(30)은 치아 제조(dental preparation)에 의해 형성된다. 표면(30)은 골격 구조물(14)의 정밀한 런-아웃 변부(16)에 놓여지는 제조된 모서리(32)에까지 미친다.

도 3 의 왼쪽에 그려진 치아단단(10)은 대부분 도 1 의 치아단단에 대응한다. 도 3 의 오른쪽에 그려진 생기없는 치아단단(10)은 죽은 치수(12) 내에 핀(36)으로 고정된 인공 치아단단(34)쪽에 위치하는, 하부의 잔여 상아질(11)을 지닌다. 양쪽의 치아단단(10)에 세-부분 치아 브리지(38)를 시멘트 층(26)(도 2)으로 접착하여 붙인다. 이 치아 브리지(38)는 두 개의 치아관(28) 및 소실된 치아 대용으로 제공되는 브리지 요소(40)를 포함한다. 고 강도로 조밀하게 소결된 세라믹의 세-부분 골격 구조물(14)은 도재 또는 플라스틱 코팅 재료(24)로 외장하여 개별화된다. 이 코팅 재료는 가능한한 본래의 천연 치아의 것에 대응하는 외부 표면(42)을 지닌다.

나타나 있지 않은 디자인 형태에서, 치아 브리지(38)는 두 개의 지주 치아단단(10) 및/또는 여러개의 브리지 요소(40)보다 더 많이 가질 수 있다. 이미 설명한 바와 같이, 지주 치아단단(10)은 또한 인공 치아단단으로 삽입될 수도 있다.

도 4 의 교합면 방향 도면에서, 세-부분 골격 구조물(14)은 외부의 볼록한 표면(20)을 보여주고, 도 5 에서는 내부의 오목한 표면(22)을 지니는 치아 브리지 골격 구조물(14)의 캐비탈 방향 도면을 보여준다.

도 6 은 각각의 말단에서 고정 핀(45)으로 갈수록 좁아지는 두 개의 공동-축이 동시에 조종되는 고정축(44)을 보여준다. 거기에 고정된 것은 교합면 방향의 치아 브리지(38)(도 3)의 세-부분 골격 구조 모델(46)이다. 끝에 고정 핀(45)을 가지는 고정축(44)은 축방향으로 옮길 수 있으며 미리 조절된 각도로 동시에 회전가능하다. 골격 구조 모델(46)의 교합면을 디지털화한 후, 고정축(44)을 180° 회전시키고 캐비탈면도 디지털화한다.

도 7 은 두 개의 고정축(44) 사이에서 회전가능하도록 고정된 압착 세라믹 분말의 블랭크(48)를 보여준다. 확대 계수(f)에 대한 데이터를 지니는 기계적으로-읽을 수 있는 정보 코드 C 를 블랭크(48)에 직접적으로 적용시키는데, 이 경우는 전자기적으로 또는 광학적으로 읽을 수 있는 바코드이다. 정보 코드 C 는 신원증명(identification)과 같은 것을 제공한다.

블랭크(48)의 제조에 있어서, 분말이나 콜로이드는 세라믹을 형성하는 공지된 방법에 의해 미가공 블랭크로 가공된다. 세라믹 미가공 바디를 제조하는 공지된 방법은 예를들어 제 WO 94/02429 호 및 제 94/24064 호에 기술되어 있다. 제조시의 기술적 이유로, 원통형 또는 입방체와 같은 기하학적으로 단순한 구조가 블랭크에 바람직하다.

예비적 가공 전에 블랭크(48)를 열 처리 할 수 있다. 이는 50 - 200 ℃ 범위의 온도에서, 특히 90 - 150 ℃ 에서 2 - 20 시간 동안, 특히 2 - 6 시간 동안 수행하는 것이 바람직하다. 그 후 바로 확대된 골격 구조물(14)을 얻기 위해 블랭크(48)는 재료를 제거하는 과정을 더 실시할 수 있다.

외부 재료 껍질에 존재하는 밀도 변화를 제거하기 위하여 만일 블랭크(48)가 압축, 주조 또는 주입법으로 제조된다면 특히 외층(50)은 제거된다. 블랭크(48)를 제조하는 또 다른 일상적인 방법에는 냉각 평형 압축, 단축 압축, 슬립 주조, 다이캐스팅, 주입 주형, 압출, 압연 및 DCC(직접 응고 주조)가 있다.

확대된 골격 구조물(14)을 더 가공하기 전에, 블랭크(48)는 바람직하게 최소한 450 ℃, 특히 600 - 1200 ℃ 범위내의 온도에서 0.5 - 6 시간 동안 예비소결시킬 수 있다.

실제로 블랭크는 대개 Al_2O_3, TiO_2, MgO, Y_2O_3 및 산화 지르콘이 혼합된 크리스탈 $Zr_{1-x}Me_xO_{2-(\frac{4n}{2})x}$ 으로 이루어진 그룹의 금속 산화물 분말로 만들어지는데, 여기에서 Me는 2- , 3- 또는 4-가 양이온과 같은 산화물 형태에 존재하는 금속이고 사각형 및/또는 정육면체 상의 산화 지르콘을 견고하게 한다. 산화 지르콘이 혼합된 크리스탈의 화학식에서 n = 2, 3 또는 4 이고 $O \leq x \leq 1$ 이다.

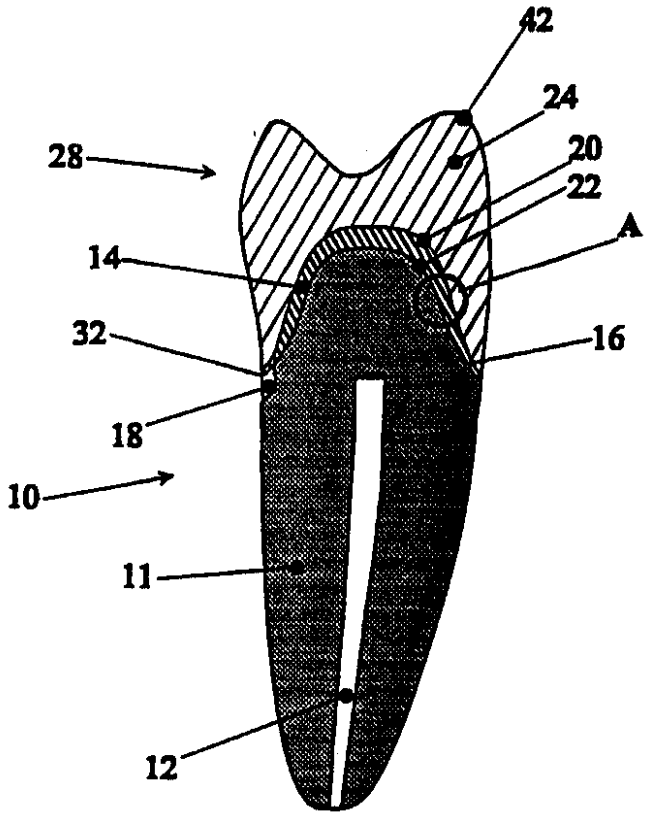
특별한 디자인 형태에서는, 금속 산화물 분말을 유기 결합제, 바람직하게는 폴리비닐알콜(PVA), 폴리아크릴산(PAA), 셀룰로스, 폴리에틸렌글리콜 및/또는 열가소성 물질 중 적어도 하나와 혼합한다. 결합제의 비율은 0.1 - 45 부피 %, 바람직하게는 0.1 - 5 부피 % 범위가 적절하다.

도 8 은 가공 후 고정 상태의 교합면 방향 도면이지만, 블랭크(48)의 잔여 부분(52)으로부터 확대된 골격 구조물(14)을 분리하기 전의 상태이다.

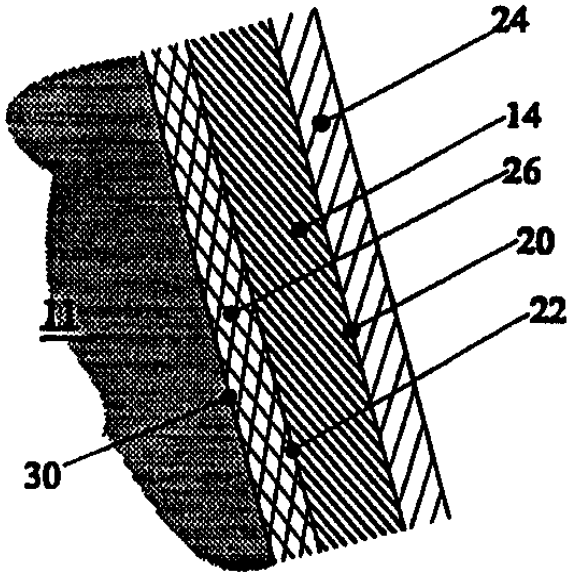
도 9 는 치아관의 골격 구조 모델(47)을 디지털화하기 위한 고정 상태의 캐비탈 방향 도면이다.

도면

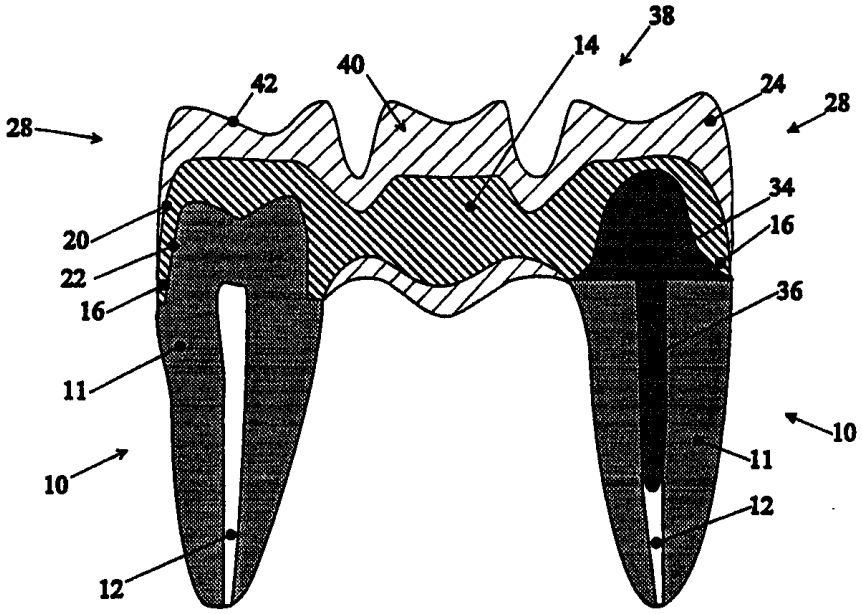
도면1



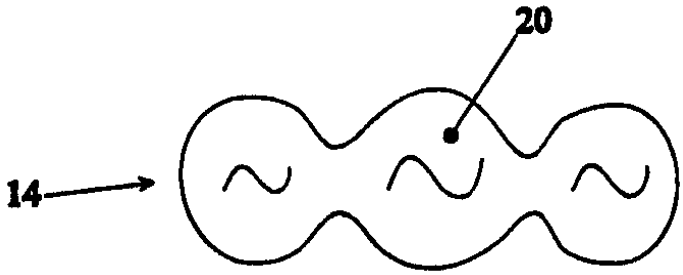
도면2



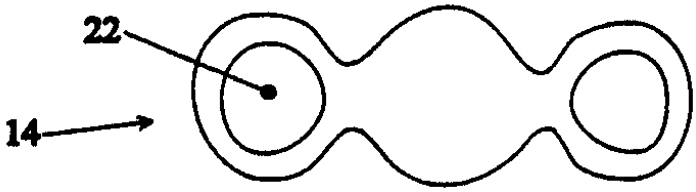
도면3



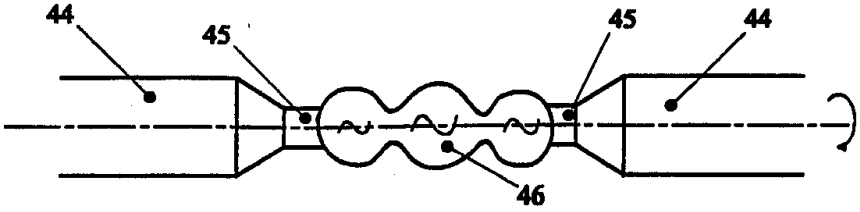
도면4



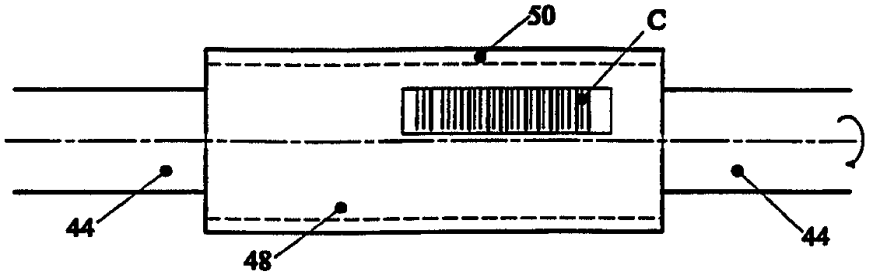
도면5



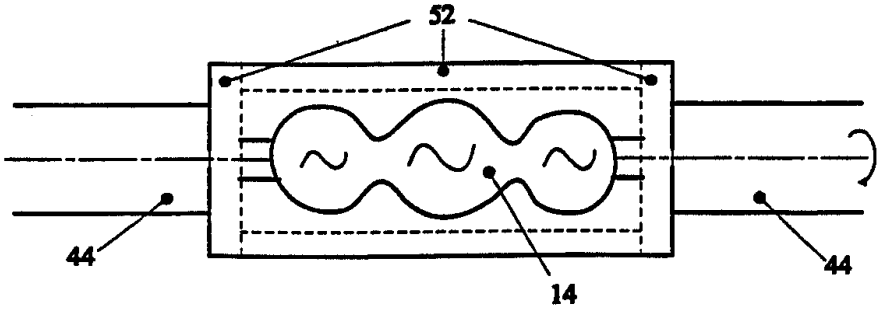
도면6



도면7



도면8



도면9

