

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 특허공보(B1)

(51) Int. Cl.³
A01K 6/00
C22C 19/00

(45) 공고일자 1982년 12월 17일
(11) 공고번호 특1982-0002313

(21) 출원번호	특1979-0001078	(65) 공개번호	
(22) 출원일자	1979년04월06일	(43) 공개일자	
(71) 출원인	존슨 앤드 존슨 놀만 썬트, 란다우 미국 뉴저지 뉴브룬스위크 조지 스트리트 501		
(72) 발명자	로버트 데루카 미국 뉴저지 페닝톤 호워드 웨이 108		
(74) 대리인	김의창		

심사관 : 노성현 (책자공보 제757호)

(54) 치과용 비금속합금

요약

내용 없음.

명세서

[발명의 명칭]

치과용 비금속합금

[발명의 상세한 설명]

본 발명은 금속심체와 도재(陶材) 또는 이에 결합된 다른 이(齒)와 유사한 물질로 구성된 가공의 가공의 치, 금관등과 같은 의치구조물과 우수한 물리적강도, 내식성, 작업용이성과 도재에의 결합가능성을 갖는 치과용 비금속 합금에 관한 것이다. 이러한 치과용 합금은 금보다 가격이 저렴하나 많은 치과적용도에 대하여 금과 동일 하거나 우수하다. 본 합금은 또한 금속 인레이(inlay)나 온레이(onlay)의 제조에서와 같이 도재 또는 플라스틱에 결합을 요하지 않는 치과적용도에 유용하다.

의치구조물의 금속심체는 근본적으로 니켈과 크롬으로 구성되는 중량 퍼센트를 기준으로 65-80%의 니켈, 12.0-20%의 크롬 및 부가적으로 3.5-5.0%의 실리콘 3.0-6.0%의 몰리브덴과 0.2-0.6%의 보론을 함유한 합금이다. 본 합금은 2300-2450°F의 용융온도, 13.6×10^{-6} in/in°C - 14.5×10^{-6} in/in°C의 팽창 계수, 주조용 금 또는 기타 사용되는 치과용 비금속 합금과 비교할 때 우수한 내식성 및 탁월한 내산화성등을 갖는 등 치과적 용도에 탁월한 물리적 성질을 갖는다. 또한 본 합금은 주조시 적어도 80,000p.s.i의 인장력, 2.0-5.0%의 연신률, 90-100범위의 록크웰 경도 및 도재에의 우수한 결합성을 갖는다.

본 발명의 신규 합금은 상이한 양의 동일한 원소들을 포함하는 종래의 비금속 합금과 비교하여 개량된 광택성을 갖는 특징이 있다. 본 신규 합금을 금합금 만큼 용이하게 닦아서 광택을 낼 수 있는 반면 비금속합금의 공지된 장점들도 보유하고 있다.

가공의치, 금관, 의치, 국부의치, 인레이, 온레이, 등과 같은 치과적 보철은 수년간 금합금을 사용하였으나 금이 비싸므로 금대신에 비금속 합금을 제조하여 사용하고자 하는 많은 시도가 있었다. 이러한 비금속 합금 조성물은 예컨대 미국 특허 제1,736,053호; 2,089,587호; 2,156,757호; 2,134,423호; 2,162,252호; 2,631,095호; 3,121,629호, 3,464,817호 및 3,544,315호에 설명되었다. 그러나 금합금은 치과용 합금으로서 많은 우수한 성질을 가지며 많은 종래에 제조된 비금속 합금들은 금합금과 비교할 때 여러 가지 점에서 만족하지 못함이 발견 되었다.

본 신규 합금과 유사한 치과용 합금이 미국 특허 제4,033,752호에 기술 되었으나 이는 도재에 변색을 일으킬 수 있는 동, 철 및 망간을 사용하고 있음에 차이가 있다. 또한 상기 특허문헌에 청구된 실리콘의 상한선에서 합금은 너무나 부서지기 쉽고 본 신규 합금의 개량된 광택성을 갖지 않는다. 실제로 이 특허에서는 기능공이 금과 유사한 광택성을 갖은 합금을 제조할 수 있도록 교시되어 있지 않다.

금 대신에 치과용으로 비금속 합금을 사용하는데 봉착되는 문제의 하나는 대개의 이러한 합금들이 너무나 높은 용융점을 갖기 때문에 성형하기가 곤란하다는 것이다. 본 신규 합금은 종래의 합금과는 다르게 치과기공사가 사용하기에 적당한 용융범위를 갖는다.

예컨대 본 합금은 2300-2450°F 범위내에서 용융하는데 이러한 용융 범위는 많은 치과 기공실이 2500°F를 초과하지 않는 가스산소형의 토오취를 사용하므로 적절하나 만일 보다 높은 용융점을 갖는 합금을 사용하면 금속을 용융하기 위하여 산소-아세틸렌 토오취 같은 특별한 가열 장치를 필요로 한다. 비록 형태, 칫수, 주조전 및 주조후수의 변경, 특별한 피복물질의 사용 또는 특별한 주조후 처리방법의 사용과

같은 변형된 주조기술을 사용하여 이들 합금을 사용토록한 시도가 있었으나 지금까지 이용되고 있는 비금속합금의 장점은 의치구조물의 금합금을 위한 적당한 대체물로서 이러한 합금의 일반적 적용성은 충분하지 못하였다.

지금까지 알려진 많은 치과용 비금속 합금의 다른 문제성은 도재의 변색이다. 도재를 금속에 용착시키기 위하여 사용되는 열처리 공정에서 어떤 발색 이온들이 도재내로 확산되어 도재내에 원하지 않는 색깔이 발생한다. 예를들면 적당한 양으로 금속 합금내에 동이나 철의 존재는 이것에 결합되는 도재를 변색시키는 경향이 있으며 치과용 합금내에 존재하는 코발트도 변색의 원인이 되는 것으로 예상된다.

구조적 금속으로 사용하기 위하여 지금까지 제안된 치과용 비금속 합금은 금보다 단단하므로 주조후 정확히 맞추기 위하여 금속심체를 갈아내는데 소비되는 시간이나 노력이 더 소요되는 단점이 있다.

일반적인 치과용 합금으로서 종래의 비금속 합금의 성질에 관련된 문제들에 부가하여 도재와 같은 법랑질 덮히는 물질로서 치과용 합금의 사용에 관련된 어떤 부가적인 조건이 존재한다. 즉 팽창 계수가 도재의 팽창계수와 양립할 수 있어야 한다. 금속과 도재 사이의 팽창 계수에 원하는 양립성이 없다면 열처리한 다음 냉각중 도재내에 균열이 생긴다. 금속에 대한 도재의 적당한 관계는 실온에서 도재나 유리층내에 응압이 있고 금속내에 응력이 있어야 한다. 치과용심체로서 사용될 때 본 신규 합금은 보다 높은 열팽창계수를 가지므로 원소들과 합금을 만드는 양이 보다 유사한 치과용 합금보다 도재내에서 보다 높은 응력을 제공한다. 더우기 합금의 용융 온도가 주조가 어려울 정도로 높지 않으나 도재의 소성온도보다 높아야 하므로 소성중 금속심체의 변형이 일어나지 않는다. 또한 금속 합금은 기계적 응력을 받았을 때 전체 또는 부분적으로 대면에서 분리가 일어나지 않도록 도재에 적당히 결합 되어야 한다. 본 발명의 한 목적은 금과 비교할 수 있는 광택성과 종래의 비금속 합금보다 우수한 합금을 제공하는데 있다.

또한 본 발명의 목적은 비금속 합금이 상술한 단점이 없고 금속심체와 외부 피복물 사이의 물리적 성질 관계가 상기의 문제들이 부합되는 관계인 비금속 합금의 금속심체와 이에 결합된 법랑질과 유사한 외부 피복물을 갖는 가공의치, 금관등과 같은 의치구조물을 제공하는데 있다.

본 발명의 다른 목적은 의치구조물에 특히 적당하나 다른 치과용도에 사용할 수 있는 비금속 합금의 제조에 관한 것이다. 또 다른 목적은 금보다 가격이 저렴할 뿐만 아니라 의치구조물로서 금보다 가격이 저렴할 뿐만 아니라 의치구조물로서 금보다 우수한 비금속 합금을 사용한 의치구조물을 제공하는데 있다. 또 다른 목적은 방법이나 장치를 변화시키지 않고 사용할 수 있는 치과용합금을 제공하는데 있다.

비금속 합금의 적당한 형태로 된 금속심체와 이것에 결합된 도재피복물을 포함한 의치구조물은 2300-2450°F 범위의 용융 온도 $13.6 \times 10^{-6} - 14.5 \times 10^{-6}$ in/in°C의 팽창 계수 및 90-100범위의 록웰 B급 경도를 갖는 금속 합금을 심체에 사용함에 의하여 상술한 목적을 이룩할 수 있음을 발견 하였다.

본 명세서에 사용한 "의치구조물"이란 용어는 원하는 형태로 된 비금속 합금의 금속심체와 이것에 결합된 도재의 적어도 한층을 의미한다. 본 명세서에 사용한 "도재"는 당해 분야에 공지되었고 다음에 충분히 설명된 바와 같은 치과용 도재를 의미한다. 통상 보철시 도재는 보통 수화에 코팅하여 소성한다. 처음 코팅한 다음의 모든 코팅에서 도재는 도재에 결합된다. 첫번째 코팅에서 도재가 금속에 결합되며 해결 되어야 할 문제는 도재와 금속과의 결합에 관계되는 것이다. 실제로 금속에 결합되는 도재 다음에 설명한 바와 같이 불투명한 도재로 당해 분야에 공지되었으나 본 발명은 이것에 제한을 받지 않는다. 본 명세서에 사용된 "심체"라는 용어는 금속 골격이나 기저물로서 적어도 이것의 일부는 도재로 피복된다. 이는 요구된 보철형태에 따라서 어느 형태라도 가질 수 있으며 그 일부만이 도재와 결합한다. 본 명세서에 사용된 바와 같이 금속 합금에 대한 팽창 계수는 실온으로부터 600°C까지 7.5°/분의 속도로 가열한 값들로 부터 통상 방법으로 결정된 선열팽창계수이다.

금속심체내의, 그리고 본 발명의 일부를 구성하는 그들자신의 금속합금은 니켈, 크롬, 실리콘, 몰리브덴 및 보론으로부터 제조하며 중량 퍼센트를 기준으로 하여 약 65-80%의 니켈, 12.0-20.0%의 크롬, 3.5-5.0%의 실리콘, 3.0-6.0%의 몰리브덴 및 0.2-0.6%의 보론을 포함한다. 특히 본 발명의 합금은 71-74.3%의 니켈, 17.5-19.5%의 크롬, 3.9-4.5%의 실리콘, 3.9-4.5%의 몰리브덴 및 0.3-0.5%의 보론을 포함한다. 상술한 용융온도, 팽창 계수에 부가하여 합금은 우수한 내식성, 내산화성, 적어도 80,000p.s.i의 인장력 및 2.0-5.0의 연신률의 물리적 성질을 갖는다. 합금은 도재에 잘 결합되며 도재 결합력으로 나타낸 내면에서의 인장력은 5,000p.s.i보다 크다. 본 발명의 합금은 종래의 비금속 합금보다 개량된 광택성을 나타낸다. 실제로 금과 같은 광택은 금을 닦아내는데 요하는 것보다 약간 많은 노력만 으로서 이룩될 수 있다. 본 발명의 신규합금은 미국 명세서 제771,507호에 기술된 바와 같은 종래의 비금속 합금을 닦아내는데 요하는 노력보다 작은 노력으로 이루어질 수 있다.

이러한 성질들은 의치구조물의 제조 및 다음에 상세히 설명한 바와 같이 이것으로부터 만들어진 의치구조물에 원하는 성질을 제공하는 특별한 장점이 있다. 계량된 광택화성은 보철을 끝손질하는데 요하는 시간이 이것을 광택나게 하기에 얼마나 어려우나에 직접 관련되었으므로 치과 기공사에는 특히 중요하다. 치과 기공사는 가능한한 작은 노력으로서 광택을 낼 수 있는 것을 바라고 있다.

또한 치과 기공사는 그가 사용하는 것이 금이기 때문에 금에 해당하는 광택화성을 갖는 것을 좋아한다.

본 발명의 의치 구조물은 신규한 비금속합금의 적당한 형태로 된 심체와 이것에 결합된 도재로 구성된다. 본 발명의 한 형태인 신규 금속 합금은 2300-2450°F의 용융 온도, 13.6×10^{-6} in/in°C 14.5×10^{-6} in/in°C의 팽창계수를 가지며 니켈, 크롬, 실리콘, 몰리브덴 및 보론으로 구성 된다.

신규 합금의 조성은 71-74.3%의 니켈, 17.5-19.5%의 크롬, 3.9-4.4%의 실리콘, 3.9-4.5%의 몰리브덴 및 0.3-0.5%의 보론을 포함한다. 명세서 및 청구범위를 통하여 퍼센트는 중량을 기준으로 한다. 이러한 합금은 의치구조물에서 구조적금속으로 사용하기에 적당한 성질을 가지며 여기에서 이들은 이(齒)와 유사한 물질로 피복되며 특히 도재인 법랑질과 유사한 물질로 피복된 본 합금의 의치구조물은 본 발명의 일부를 구성한다. 이들은 또한 아크릴 같은 플라스틱으로 피복될 수도 있으며 피복되는 물질없이 치과금

속만으로서 사용될 수도 있다. 상술한 용융온도 및 팽창 계수에 부가하여 합금에 의하여 나타나는 다른 성질은 우수한 내식성, 우수한 내산화성, 80,000-120,000p.s.i 범위의 인장력, 2.0-5.0의 연신률 및 90-100 범위내의 록크웰 B급 경도를 포함한다.

합금의 2300-2450°F의 용융온도 범위는 치과 가공실에서 통상 사용하는 범위에 속하므로 합금을 장치 및 방법의 변화없이 금속심체 및 다른 구조적 물질의 제조를 위하여 주조할 수 있다. 그러나 금속 심체를 도재로 접착시키고자 할때 도재화의 소성단계중 변형에 대한 저항성이 있을 만큼 충분히 높은 용융온도를 갖는다. 합금의 용융성은 이(齒)와 유사한 도재 피복물로 피복되는 의치 구조물에 대하여 이상적이다.

$13.6 \times 10^{-6} - 14.5 \times 10^{-6}$ in/in°C 범위의 팽창계수는 많은 치과용 도재와 함께 사용하는데 적합하다. 다음에 보다 상세히 설명한 바와 같이 적당한 도재를 신규 합금의 표면에 피복할 때 소성온도로 가열한 다음 실온으로 서서히 냉각시키는 공정에서 일어나는 경향이 있는 체킹(checking) 및 기타 균열에 대한 저항성이 있다. 팽창 및 수축특성을 갖는 도재를 사용하여 냉각후 도재가 실온에서 용력하에 있을때 특히 우수한 결과가 수득된다. 팽창계수가 미국 특허 명세서 제771,507호의 합금보다 약간 더 높으므로 도재가 실온에서 보다 더 압축되리라고 예상된다. 이것은 치과용으로 바람직하다. 더구나 도재에 결합시 금속에 대한 도재의 우수한 결합이 형성된다. 도재 결합력으로서 표시된 내면의 인장력은 5000p.s.i보다 크다.

상기에 부가하여 도재로 피복될 금속심체로서 그 기능의 다른 중요한 성질은 유색 금속이온을 형성하는 금속이 없다는 것이다. 강도 및 기타 성질에 바람직한 많은 금속합금은 동이나 철을 포함하므로 도재로 피복될 금속구조로서 적당치 않다. 코발트는 치과용 합금에 사용하였을때 변색을 일으키는 것으로 예상되는 금속이다. 본 합금은 그러한 금속들은 포함되지 않는 바람직한 성질들을 가지며 본 발명 합금의 금속심체는 착색됨이 없이 도재로 플라스틱을 피복될 수 있다.

상기에 부가하여 합금의 다른 성질들은 이들이 도재로 피복되거나 피복되지 않거나간에 우수성을 제공한다. 본 합금은 우수한 강도, 경도 및 내식성을 갖는 반면 금보다 가벼움고 강하다. 우수하다는 용어는 상대적이거나 본 명세서에서는 치과용 목적에 우수하다는 것을 의미한다. 본 명세서에 사용된 우수한 강도 및 경도는 현재 이용되고 있는 금합금의 성질 이상의 인장력 및 경도이다. 우수한 내식성은 종래에 사용된 치과용 합금에 의하여 나타난 것과 비교할 수 있는 염산용액에 의한 부식 대한 저항성이다.

80,000-120,000p.s.i의 인장력은 금에 대한 65,000-90,000p.s.i의 인장력과 비교할 수 있다. 90-100의 경도는 금에 대한 86 록크웰 B급 경도와 비교할 수 있다. 그러므로 본 합금은 금보다 우수한 인장력과 경도를 갖는 반면 금과 유사한 광택 화성을 갖는다.

본 신규 합금의 우수한 내부식성은 본 합금의 한 시료와 미국 명세서 제771,507호에 기술된 합금의 한 시료를 실온하의 염화제 2절 용액내에서 3일간 방치함에 의하여 나타났는데 두 합금의 내식성은 유사함이 발견되었다.

상기에 부가하여 본 합금은 이들의 탁월한 물리적 성질이 상실됨이 없이 재용융시켜 주형을 만들 수 있고 금과 함께 또는 비금속 합금납착제와 함께 작업할때 현재사용되는 치과용 납착제와 함께 사용할 수 있으며 아크릴같은 치과용 플라스틱 물질로 피복시킬 수 있다.

본 발명의 합금 조성물에서 금속 성분의 실제적 양 뿐만 아니라 어떤 성분들의 상호관계가 중요하다. 한 중요한 관계는 니켈에 대한 크롬의 양이다. 니켈에 대한 크롬 함량이 너무나 많을 때에는 합금의 열 팽창이 너무나 낮아서 도재와의 우수한 결합이 이루어질 수 없고 크롬 함량이 너무나 낮을 때에는 원하는 것보다 나쁜 내산화성 및 내식성을 가짐이 발견 되었다. 0.15 : 0.27의 크롬대 니켈비가 합금에 바람직한 성질을 제공함이 발견되었다. 적당한 비율 범위는 0.24-0.27이며 이러한 비는 합금내의 총니켈이라고 생각할 수 있다.

상술한 바와 같이 실리콘은 중량으로 3.9-4.5% 범위로 존재하는 것이 바람직하다. 실리콘 함량이 4.4% 이상으로 너무 증가하면 합금은 부서지기 쉬움고 이들의 기계적 강도를 손실한다. 실리콘 함량이 3.9% 이하로 너무 감소하면 용융점 및 열 팽창계수가 너무 높게 된다.

니켈, 크롬 및 실리콘에 몰리브덴의 첨가는 자켓(jacket) 금관, 가공의치등의 제작중 도재를 금속심체에 용착시킬때 필요한 공정의 반복된 열 처리중 일어나는 경향이 있는 변화에 대하여 합금의 열 팽창성을 안정화 시킨다. 또한 몰리브덴은 내식성을 개량하는 성질을 갖는다. 몰리브덴은 본 신규합금의 전성을 개량하는데 필요하다. 이러한 성질은 광택화와 전성에 관계되므로 중요하며 특히 치과 의사가 환자의 구강내의 가공의치를 놓을때 구부러져 작게 조절할 수 있어야 한다.

보론의 함유는 합금과 도재사이의 결합력을 개량한다. 적당한 합금 조성물은 보론의 사용을 요한다. 그러나 보론은 경도를 증가시킴에 의하여 본 신규 합금의 광택화를 감소 시키므로 보론을 중량으로 0.5%를 초과하여 사용할 수 없는 한계성이 있다.

의치구조물로서 사용하기 위한 치과용 합금조성물은 합금은 제조하는데 사용되는 금속내의 불순물로서 존재하는 소량의 다른 물질을 함유할 수도 있으나 이러한 것은 본 발명의 치과용 합금조성물 내에 필수적인 것은 아니다. 따라서 본 발명의 합금조성물은 필수적인 니켈 크롬 및 실리콘에 몰리브덴과 보론을 포함하는 것으로 구성되었다.

합금은 성분들을 알루미늄이나 도가니내에 넣고 적당히 혼합시키면서 용융시킨 다음 용융된 형태의 합금을 인코트 형성을 위한 주형에 붓는 것과 같은 종래의 방법으로 제조한다.

구조적 금속으로 사용하고자 하는 본 발명의 치과용 합금은 치과용에 사용된 종래의 구조적 금속인 보다 무겁고 비싼 금대신에 사용할 수 있다. 본 합금은 의치, 가공의치 금관등의 제조에서와 같이 도재에 합금을 결합시키고자 하는 용도에 적당하다. 합금은 또한 도재와 플라스틱과 함께 베니어(veneers)의 제조에 사용할 수 있다. 이들의 물리적 성질은 금속이 제조된 의치를 완전히 피복시키도록 작용하는 금관의

제조에 그리고 인레이(inlay) 및 온레이(onlay)의 제조에 유용한 합금을 만든다. 이러한 용도에서 본 발명의 치과용 합금은 지금까지 사용된 금만큼 우수한 뿐만 아니라 많은 면에서 금보다 우수함이 발견되었다.

본 발명의 치과구조는 먼저 종래의 방법에 따라 주조한 후 금속심체에 도재를 칠하고 소성하여 도재를 금속에 결합시킴에 의하여 본 발명의 신규 금속합금으로 만들어진 적당한 금속심체를 제조함에 의하여 얻을 수 있다. 그 후 도재의 추가적인 층은 각 단계후 소성하여 이루어져서 의치나 기타 치과보철을 얻는다.

"도재"란 당해 분야에 공지된 바와 같이 치과용 도재를 의미하며 치과용 유리도 포함한다. 이들은 일반적으로 산화실리콘, 산화알루미늄, 산화나트륨, 산화칼륨 및 소량의 다른 산화물을 포함한다. 통상적으로 먼저 금속에 사용하는 도재 피복들은 불투명한 도재이다. 불투명한 도재는 최종 코팅을 통하여 금속을 볼 수 있는 경향을 감소시킨다. 불투명한 도재는 공업적으로 이용할 수 있고 불투명제로서 산화지르코늄, 산화아연, 산화주석, 산화티타늄이나 지르코늄 실리케이트 같은 산화물이 조성물내에 포함되어 있다. 불투명한 도재는 종래의 방법으로 동체 도재의 추가적인 층으로 다음에 절연 도재의 층으로 코팅된다. 동체 도재 잇몸 도재로서 이용할 수 있고 소량의 불투명제를 가지며 절연도재는 불투명제를 갖지 않는다.

도재의 정확한 조성물은 제한이 없으며 일반적으로 말해서 도재는 원료 물질로서 장석을 사용한 것으로부터 선택한다. 그러나 어떤 성질은 적당한 도재의 선택에서 관찰된다. 도재는 1850°F의 최대 용융온도와 10×10^{-6} - 21×10^{-6} in/in°C 범위의 열 팽창계수를 가져야 한다. 도재가 금속에 비하여 실온으로부터 600°C까지의 광범위한 온도범위에 있으므로 도재에서는 단일열 팽창계수를 얻을 수 없고 열 팽창계수값은 좁은 온도 범위에서만만 유효한 것으로 인식된다. 도재는 여러 온도범위 즉 575° -600°C에서 측정하였을 때 여러 팽창 계수가 상기 범위내에 있는 것이다.

전형적인 도재 조성물은 1967년 필라델피아와 런던 소재의 W.B. Saunders 사에서 스킨너(Skinner)와 필립(Phillips)이 저술한 "치과 물질의 과학"이란 책자의 518페이지에서와 같은 표준 책자에서 발견할 수 있으며 수개의 상업적 도재의 조성물은 Jean-Marc Meyer 저 "contribution a l'Etude de la Liaison Ceramo-metallique des Porcelaines cuitos sur Alliances en Prothese Dentaire "(Thesis, University of Geneva 1971발행)의 60페이지에 수록되었다. 적당한 도재는 다음의 산화물 함량 즉 61-67%의 SiO₂ : 11.7-17.1%의 Al₂O₃ : 0.1-2.6%의 CuO : 0.1-1.8%의 MgO : 2.37-9.6%의 Na₂O 및 6.7-19.3% K₂O로 구성된 미국 특허 제3,052,982호에 기술된 조성물을 갖는 것이다. 상기 조성물은 5%까지의 산화리튬을 포함하도록 변형되고 다른 산화물은 감소되거나 변형될 수 있다. 또한 도재 0.05-25%의 불투명제를 첨가하고 다른 산화물을 감소시키거나 필요에 따라 온도 및 팽창성을 원하는 한계내로 유지하는데에 대한 필요에 의하여 변화시킬 수 있다.

적당한 불투명 도재다음의 산화물들을 갖는다. 즉, 47-63%의 SiO₂, 10-14%의 Al₂O₃, 0.6-1.3%의 CaO, 8.5-11%의 K₂O, 1.5-5%의 Na₂O : 0.4-0.8%의 MgO 및 9-25%의 SnO₂, 본 발명은 도재의 화학적 조성물에 관한 것이 아니므로 기능공에 의하여 제조된 어떤 공업적으로 이용되는 상기 성질에 부합되는 치과용 도재나 도재 조성물이 의치구조물로 사용될 수 있다.

상술한 형태의 도재로부터 특별한 도재가 시험에 의하여 우수한 결합성을 얻을 수 있도록 본 발명의 합금에 결합시키기 위하여 선택될 수 있다. 이러한 한 시험에서는 동일한 크기, 줄기로는 약 2인치 길이의 얇은 봉체로 된 합금 및 도재가 사용되었다. 이 봉체를 실온으로부터 600°C까지 가열하고 그 길이를 575°C에서 측정한다. 그 길이가 합금 봉체의 길이의 6%내에 있는 도재봉체는 합금에 우수한 결합력을 갖는 피복물을 제공할 수 있다고 간주된다.

본 발명의 신규합금으로부터 본 발명의 의치구조물을 제조하는데 있어서 금속 심체는 종래의 방법에 의하여 미리 제조된 성형기내에 주조함에 의하여 성형된다. 본 발명 금속 합금의 펠리트나 슬러그는 합금이 용융할때까지 종래의 방법으로 가열된 도가니내에 남는다. 용융된 합금은 종래의 공정 및 원심 분리 주조기 같은 장치를 사용하여 주조하고 원하는 심체의 형태로 된 주조물을 얻는다. 주조물을 종래의 방법으로 회수한 다음 원하는 최종 형태로 연마하고 건조시킨다.

연마단계후 도재를 입히고자 하는 금속 심체의 지역이 석영 마모제로 샌드브라스팅하고 도재를 입히지 않는 건부는 닦아서 광택을 낸다. 그리고 코야를 증류수에 행군다음 건조시키면 금속심체는 도재를 입힐 준비가 되는 것이다.

도재 특히 상술한 바와 같은 불투명한 도재가 금속심체의 연마된 지역에 도포되고 도포된 금속심체는 a) 공기 건조하여, b) 1200°F로 예열된 노내에 넣은 다음 먼저 진공(수은주 26-29인치)하에서 온도를 90-100°F/분의 속도로 1700°F까지 올려 소성한후 진공을 해제하고 공기중에서 1840° -1850°F까지 계속 가열하여 도재 피복물이 결합된 적당한 형태의 금속 심체로 구성된 의치구조물을 얻고 노로부터 꺼내어 실온으로 냉각시켜 제작한다.

비록 본 발명의 금속 합금과 상술한 팽창계수를 갖는 도재사이에 우수한 결합을 얻었다할지라도 응력에 따른 분리에 대한 보다 큰 저항성을 의치구조물에 부여하는 우수한 화학적 결합이 결합제의 사용에 의하여 제공되어야 한다. 결합제의 정확한 성질은 한계성이 없고 어떤 적당한 결합제라도 사용할 수 있다. 적당한 결합제의 하나는 유기캐리어내의 알루미늄-보론 결합제이며 한 조성물은 1977년 1월 10일에 출원된 본 발명인의 특허출원 제757,818호에 기술된 바와 같은 2 : 1의 알루미늄 : 보론의 30% 조성물이 석유내에 용해된 것이다.

결합제를 사용할때에는 주조물을 연마후 공정 단계를 변경시켜 다음 설명 및 상기 명세서에 상세히 설명된 바와 같이 실시한다.

연마된 심체를 증류수와 함께 초음파 세척하고 건조시킨 다음 도재를 피복하고자 하는 금속의 부분에 결합제를 바르고 결합체가 건조하도록 방치한후 처리된 금속 심체를 1200°F로 예열된 노내에 넣은 다음 진공에서 노의 온도를 1850°F까지 올려서 열 처리한다. 심체를 노로부터 꺼내어 주위 온도로 냉각하도록 방치한다. 냉각후 과잉 결합체를 기계적으로 제거하고 심체를 깨끗이 한후 건조시킨다. 또한 선택된 결합체에 적당한 다른 방법도 사용될 수 있다.

일반적으로 보기좋은 의치나 다른 보철을 얻기 위하여 상기 의치구조물상에 도재의 부가적인 층이 소성된다. 부가적인 도재층은 의치의 기본부분을 형성하는 잇몸도재와 외단부를 이루는 절면도재에 의하여 제공된다. 아름다운 보철로 된 의치구조물을 제작할때에는 여러종의 잇몸도재 다음의 절면도재층을 불투명한 도재피복물을 갖는 의치구조물에 도포하고 분리된 연속 조작으로 진공(수은주 26-29인치)하에서 1200°F로 부터 1700°F로 가열한 다음 공기중에서 1800°F로 가열한후 실온으로 냉각하여 제작한다. 1회 이상의 열처리를 필요로하며 이와 같이 수득된 의치구조물은 보철에 사용할 수 있다.

본 발명의 실시예는 다음과 같다.

[실시예 1]

다음 합금을 제조하여 광택화 시험에 사용한다.

[표 1]

닉 켈	72.6	72.65	실리콘	4.0	3.90
크 롬	19.0	18.6	보 론	0.4	0.35
몰리브덴	4.0	4.25			

닉켈 페리트(99.8% 카르보닐 닉켈), 크롬 부스러기(99.1% Mo) 몰리브덴(99.7% Mo), 몰리브덴 분말(99.8% Si), 실리콘 덩어리(98.0% B) 및 통상의 닉켈-보론 합금 덩어리(15-18% B)로 구성된 4.5kg의 원료를 공기 주입 용융에 의하여 용융물을 제조하고 이것을 완전 용융될때까지 2700°F로 가열한다. 온도를 2600°F로 감소시키고 직경이 0.300인치인 붓을 VYCOR* 유리 또는 용융된 시리카 유리관으로 흡입 주조한다.

절단한 붓을 가스-산소 토우취로 재용융시켜 치과 기공실 방법을 사용하여 피복 성형물내에 주조한다. 이들은 용이하게 용융되어 주조된다.

상기 단계에서 만들어진 주조물의 표면을 종래의 치과 기공실 경석고 및 고무 휘일(rubber wheel)로 갈아내고 펠트휘일(felt wheel) 및 다이아몬드 광택 페이스트로 닦아서 광택을 낸다. 절단도 또한 시료를 닦아서 광택내는데 사용된다.

합금 A와 B를 치과의 실험실적 방법에 의하여 닦아서 광택을 내는데의 용이도를 판단한다.

이러한 합금들의 광택화는 동일한 시험에서 "중간" 및 "어려움"으로 평가되는 미국 명세서 제771,507호의 실시예 4에 설명된 합금과 비교한다.

상기 합금들의 다른 성질들을 백색금으로 된 금관 및 가공의치 합금과 비교할 것이 아래에 수록되었다.

[표 2]

합	금	A	B	C
용융점(° F)		2360	2350	2300-2345
항복강도(psi)		59,800	71,800	65,000
최강도(psi)		96,200	96,750	88,300
연 신 륜		4.0	2.5	10
브리넬경도		190	200	200
성 형 력		67미크론	62미크론	73미크론
열팽창계수		13.9 × 10 ⁻⁶ C ⁻¹	14.0 × 10 ⁻⁶ C ⁻¹	13.8 × 10 ⁻⁶ C ⁻¹

상기 데이터로 부터 합금은 치과 보철에 만족하게 실용될 수 있다고 결론지을 수 있다.

[적당한 실시예로 부터 이탈된 특별한 실시예]

상기 합금과 유사한 다른 합금들을 시험하고 0.6중량% 이하의 보론이 광택화를 용이하게 하는데 필요함이 발견되었고 0.8%의 보론의 합금은 중간 정도이다. 물리적 성질의 실험은 최고의 인장강도, 낮은 용융점 및 열 팽창 계수를 유지하는데 적어도 0.2중량%의 보론이 필요함을 나타낸다.

또한 60,000psi 이상의 항복강도를 유지하기 위하여 실리콘은 3.9% 이상이 유지되어야 함이 발견 되었으며 0.6중량%의 실리콘을 가진 합금은 대단히 깨어지기 쉽다. 4.5% 이상의 실리콘을 가진 합금은 보다 높은 경도를 가지므로 닦아서 광택을 내기가 보다 곤란하다.

몰리브덴이 전성에 강한 효과를 갖고 내식성을 제공한다고 믿어지기 때문에 이것의 적당한 범위는 3.9-4.5%로 고정된다, 보다 낮은 값은 연신률이 감소되는 경향이 있고 몰리브덴이 많은 합금은 보다 높은 용

용온도를 갖는다.

[실시에 2]

[합금 A, 미국명세서 제771,507호에 기술된 합금 및 금을 기초로한 치과용 합금의 광택화도의 비교]

실험공정 :

합금 A와 미국명세서 제771,507호 A의 합금을 주조하여 갈아내고 16mm×16mm×1.8mm로 마름하여 240번 그리트로 표면처리한다. 금을 기초로한 치과용 합금은 BAK-ON(상품명) WHITE GOLD(뉴욕주 롱 아이스랜드 시, 헌터포인트가 31-16 소재의 세라코회사에 시판)이고 다음 시험에 사용한다. 치수는 16mm×16mm×1.0mm이고, 각 합금의 한 표면이 그리트로 표면처리되었다.

A. 이 합금은 72% Ni, 4% Mo, 4% Mo, 4% Si, 19% Cr 및 1.3% B로 구성되었다.

경도 시험 :

합금 A와 BAK-ON* WHITE GOLD의 경도가 100kg부하에서 록크웰 B인덴터(indenter)를 사용하여 크라크 경도 시험기로 측정되었다. 다른 합금의 경도는 150kg 부하에서 록크웰 C인덴터를 사용하여 동일한 경도 시험기로 측정한다. 록크웰 B와 C값을 전환표를 사용하여 브리넬 경도로 전환시킨다.

광택화 :

합금 시료를 베어링판에 부착시키고 Buehler Minimet^R Table Top 연마기로 닦아서 광택을 낸다. 미니메트의 광택용 패드를 다이아몬드 광택화 페이스트로 적셔서 시료를 광택암의 밑에 놓는다. 광택화 부하는 최대로 하고 광택화 속도는 5로 한다. 광택화기를 원하는 시간동안 가동시킨다음 정지시킨다. 시료를 1, 2, 5, 10 및 15분간 연마하였다.

반사율 측정

표면 반사율을 측정하기 위하여 포토볼트 리플렉션 덴시티 유닛(Photovolt Reflection Density Unit) 53A를 사용한다. 분산 반사도 또는 밀도(D)를 측정하고 밀도데이터를 다음 식에 의하여 반사율(R)로 전환시킨다.

$$R=1-100(10^{-D})$$

240번 그리트로 표면처리된 표면의 밀도는 5개의 상이한 위치에서 측정하여 측정치를 평균한 다음 기록한다. 시료를 1부간 닦아서 다시 측정한다. 이러한 공정을 15분간 총 연마 시간이 이루어질때까지 반복된다.

반사율대 연마시간의 형태로 된 결과가 표 3에 수록되었다. 표 3은 5분간 연마후 합금 A의 BAK-ON* WHITE GOLD가 0.98에 도달하고 약간 연마시간이 증가됨을 나타낸다. 표 3은 또한 미국명세서 제771,507호의 합금이 5분간의 연마후 0.95 그리고 10분후 0.98의 반사율이 이루어짐을 나타낸다. 이 합금의 브리넬 경도는 BAK-ON* WHITE GOLD 및 A가 255 및 182인데 비하여 326이다. 이러한 결과는 경도와 광택화 사이에 강한 상호 관계가 있음을 실시한다.

[표 3]

[미국명세서 제771,507호의 합금 BAK-ON* WHITE GOLD 및 합금 A에 대한 연마 시간대 반사율]

연 마 시 간		반 사 율	
(분)	미국명세서 제771,507호의 합금	BAK-ON* WHITE GOLD	합 금 A
0	.308	.224	.206
1	.653	.781	.822
2	.818	.935	.907
5	.952	.981	.980
10	.980	.992	.990
15	.985	.991	.991

(57) 청구의 범위

청구항 1

도재로 피복되는 금속심체를 구성하는 치과용 비금속합금에 있어서 금속심체의 용융온도범위가 2300° - 2450°F이고 팽창계수가 13.6×10⁻⁶-14.5×10⁻⁶ in/in/°C이며, 상기 합금이 중량을 기준으로 하여 65-80%의 니켈, 12-20%의 크롬, 3.5-5.0%의 실리콘, 3.0-6.0%의 올리브덴 및 0.2-0.6%의 보론으로 조성됨을 특징으로 하는 치과용 비금속합금.