

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-167343

(P2012-167343A)

(43) 公開日 平成24年9月6日(2012.9.6)

(51) Int.Cl.		F 1		テーマコード (参考)
C 2 2 C	5/02	(2006.01)	C 2 2 C	5/02
C 2 2 F	1/14	(2006.01)	C 2 2 F	1/14
C 2 2 F	1/00	(2006.01)	C 2 2 F	1/00 6 1 1
			C 2 2 F	1/00 6 3 0 A
			C 2 2 F	1/00 6 3 0 C
審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁) 最終頁に続く				

(21) 出願番号 特願2011-30380 (P2011-30380)
 (22) 出願日 平成23年2月16日 (2011.2.16)

(71) 出願人 508060575
 株式会社アイディエス
 東京都府中市南町六丁目15番地の13
 (72) 発明者 石野 享
 大阪府大阪市東淀川区西淡路6丁目1番3
 8号 株式会社ア
 イディエス大阪事業所内

(54) 【発明の名称】 歯科鑄造用金合金

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】パラジウムを含ませず、金属アレルギーを誘発する可能性を低いものとなすと共に、1回の熱処理で残留応力を除去し、かつ手で微調整することが出来る歯科鑄造用金合金を提供する。

【解決手段】Pdを含まず、Cu:12.0~13.0質量%、Ag:9.5~11.0質量%、Pt:4.5~5.5質量%、Zn:0.5~1.5質量%、Co:0.2~0.35質量%、Ir:0.05~1.0質量%、残部:Au及び微量の不可避不純物からなり、軟化熱処理を行うことなく鑄造体を直接硬化熱処理し、または、軟化熱処理した後に硬化熱処理し、前記硬化熱処理後のビッカース硬さ:265~280HV20、前記硬化熱処理後の0.2%耐力:740~780MPa及び前記硬化熱処理後の破断伸び:10~14%の範囲に入るようにした歯科鑄造用金合金。

【選択図】なし

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パラジウム (Pd) を含まず、銅 (Cu) : 12.0 ~ 13.0 質量%、銀 (Ag) : 9.5 ~ 11.0 質量%、白金 (Pt) : 4.5 ~ 5.5 質量%、亜鉛 (Zn) : 0.5 ~ 1.5 質量%、コバルト (Co) : 0.2 ~ 0.35 質量%、イリジウム (Ir) : 0.05 ~ 1.0 質量%、残部 : 金 (Au) 及び微量の不可避不純物からなり、硬化熱処理後のビッカース硬さ : 265 ~ 280 HV20、前記硬化熱処理後の 0.2 % 耐力 : 740 ~ 780 MPa 及び前記硬化熱処理後の破断伸び : 10 ~ 14 % であることを特徴とする歯科鑄造用金合金。

【請求項 2】

パラジウム (Pd) を含まず、金 (Au) : 70.0 ~ 72.0 質量%、銅 : 12.0 ~ 13.0 質量%、銀 : 9.5 ~ 11.0 質量%、白金 : 4.5 ~ 5.5 質量%、亜鉛 : 0.5 ~ 1.5 質量%、コバルト : 0.2 ~ 0.35 質量%、イリジウム : 0.05 ~ 1.0 質量% 及び微量の不可避不純物からなり、硬化熱処理後のビッカース硬さ : 265 ~ 280 HV20、前記硬化熱処理後の 0.2 % 耐力 : 740 ~ 780 MPa 及び前記硬化熱処理後の破断伸び : 10 ~ 14 % であることを特徴とする歯科鑄造用金合金。

【請求項 3】

前記ビッカース硬さ : 265 ~ 280 HV20、前記 0.2 % 耐力 : 740 ~ 780 MPa 及び前記破断伸び : 10 ~ 14 % の値は、鑄造後に、軟化熱処理を行うことなく、硬化熱処理を施したときの値であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の歯科鑄造用金合金。

【請求項 4】

前記硬化熱処理は、 450 ± 10 の温度雰囲気調整した電気炉内にて、少なくとも 10 分間加熱した後、炉内で室温まで徐冷することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の歯科鑄造用金合金。

【請求項 5】

前記電気炉内での加熱時間が、15 ~ 20 分間であることを特徴とする請求項 4 記載の歯科鑄造用金合金。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、歯科におけるクラウン、ブリッジ、クラスプ、バー及び床の用途に使用される「JIS T 6116 のタイプ 4 超硬質」相当の歯科鑄造用金合金に係り、特に硬化熱処理後に技工士や歯科医が手で形状を微調整するのに適度な機械的性質を有する歯科鑄造用金合金に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の歯科鑄造用金合金としては、まず特許文献 1 に記載されているものが挙げられる。これには、金 70 ~ 85 重量%、銀 5 ~ 13 重量%、白金 2 ~ 9 重量%、パラジウム 0 ~ 4.5 重量%、イリジウム、レニウム、ロジウムおよび / またはルテニウム 0.05 ~ 1 重量%、銅 2 ~ 8 重量%、インジウム、亜鉛ならびにゲルマニウムの金属の 1 つ以上 2 ~ 6 重量% およびガリウム、鉄ならびにタングステンの金属の 1 つ以上 0 ~ 4 重量% からなり、この場合、インジウム含量は、少なくとも 1 重量% でなければならないことを特徴とする黄色歯科用合金が記載されている。

かかる黄色歯科用合金は、パラジウムを 0 ~ 4.5 重量% (実施例では 2 ~ 3 重量%) 含んでいる。パラジウムは、金属アレルギーの顕著な金属元素としても知られており、含まないことが望まれている。

また、かかる黄色歯科用合金は、後述する比較例から明らかなように、硬化熱処理後のビッカース硬さ、0.2 % 耐力及び破断伸びが低く、硬化熱処理後の技工士や歯科医が手で形状を微調整するのに適度な機械的性質を有する歯科鑄造用金合金とは言い難い。

10

20

30

40

50

【0003】

特許文献2の請求項1には、60～90重量%の金、0～20重量%の銀、0～7重量%のパラジウム、0～11重量%の白金、0～20重量%の銅、0～2重量%の亜鉛、0～1重量%のスズ、および0～3重量%のインジウムならびに微量の結晶粒リファイナから成る金色歯科用合金が示されている。

また、請求項2には、60～72重量%の金、10～17重量%の銀、3～7重量%のパラジウム、0～4重量%の白金、9～17重量%の銅、0.9～1.1重量%の亜鉛、0.1～1重量%のスズ、0～1重量%のインジウム、および0.001～0.1重量%の結晶粒リファイナから成る金色歯科用合金が記載されている。

さらに、請求項4には、70.7重量%の金、13.7重量%の銀、3.59重量%の白金、10重量%の銅、1重量%の亜鉛、1重量%のスズ、および0.01重量%のイリジウムを含む金色歯科用合金が記載されている。

特許文献2の表2には、これら合金の好適な物理特性として、硬化熱処理後におけるビッカース硬さ：230、0.2%耐力：585MPa及び破断伸び率：20%が記載されている。

かかる金色歯科用合金は、従来の鑄造合金に対する以下の利点および/または利益として、下記のことを挙げている。

- (1) 高い降伏強度、伸び率、およびビッカース硬さ
- (2) はめ込み (telescope) 歯冠のミリングおよびインプラントの超格子構造の形成に適した強度の提供
- (3) サンドブラッシングを介しての局所的な酸化が可能
- (4) 樹脂被覆材料への優れた結合の形成
- (5) 高貴な (high noble) 合金
- (6) 良好な研磨特性。

そして、これら合金は、ブリッジ、インレー、アンレー、歯冠、厚被覆歯冠、および短期固定部分義歯などの、非常に高い圧力を受ける修復を含む適応を有するタイプIVであるとしている。

しかし、特許文献2の表2に示されている好適な物理特性値及び後述する比較例から明らかなように、硬化熱処理後のビッカース硬さ、0.2%耐力が低く、また破断伸びが大きく、やはり、硬化熱処理後の技工士や歯科医が手で形状を微調整するのに適度な機械的性質を有する歯科鑄造用金合金とは言い難い。

また、この金色歯科用合金は、パラジウムを0～7質量% (請求項2では3～7質量%) 含んでいる。パラジウムは、金属アレルギーの顕著な金属元素としても知られており、含まないことが望まれている。

【0004】

パラジウムを含ませず、金属アレルギーを誘発する可能性を低いものとした金合金として特許文献3が挙げられる。

すなわち、特許文献3には、請求の範囲をまとめると、パラジウムを含有せず、金72～76重量%、白金6～8重量%、銅8～9.4%、亜鉛0.5～2重量%、イリジウム0.01～0.2重量%からなる歯科用高カラット金合金が示されている。

さらに、特許文献3の表1には実施例1～5、比較例1～2および従来例1～2の具体的組成が記載され、表2には硬化熱処理後におけるビッカース硬さ、0.2%耐力および破断伸びが記載されている。

これらの物理特性値をみると、後述する比較例から明らかなように、概して硬化熱処理後のビッカース硬さ、0.2%耐力が低く、また破断伸びが大きく、硬化熱処理後の技工士や歯科医が手で形状を微調整するのに適度な機械的性質を有する歯科鑄造用金合金とは言い難いものであった。また、白金の含有量が6～8重量%と比較的多く、高価なものとなっている。

【0005】

特許文献4にも、パラジウムを含ませず、金属アレルギーを誘発する可能性を低いものと

10

20

30

40

50

した金合金が開示されている。

すなわち、特許文献4の請求項1には、金70～75重量%、銀5～9重量%、白金1～4重量%、銅13～17重量%、亜鉛0.1～2重量%、及びイリジウム、レニウム、ロジウム及び/又はルテニウム0.01～0.1重量%を含有し残部が不可避免の不純物からなる歯科鑄造用金合金が示されている。

また、請求項2には、前記請求項1において、トレーシングペーパーを介在した測色値が、 L^* が79～83、 a^* が4～6、 b^* が10～24である歯科鑄造用金合金が開示されている。

かかる歯科鑄造用金合金は、アレルギー発現性の高い元素を含有しないで歯科鑄造用合金に必要な物理的特性を具備し、口腔内に設置時において、多大な審美感と生体親和性を示すとしている。

しかしながら、この歯科鑄造用金合金は、後述する比較例から明らかなように、硬くて、技工士や歯科医が手で形状を微調整するのに適度な機械的性質を有する歯科鑄造用金合金とは言い難いものであった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許2525527号公報

【特許文献2】特開平11-152531号公報

【特許文献3】特開2009-97031号公報

【特許文献4】特開2010-1230号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

前述の如き歯科鑄造用金合金は、理想的に鑄造されていれば、本来、鑄造体の微調整はいらないはずであるが、実際には、義歯を口腔内により精度よく適合させるために鑄造物形状の微調整が必要になる。

また、鑄造体には鑄造応力が残留する。特に義歯のような複雑な形状では、場所によって冷却速度が異なるので残留応力が生じやすい。鑄造したままの状態では、義歯の作製後に義歯を口腔内に入れるまでに、または口腔内に入れている間に、残留応力によって義歯が変形して時間が経つにつれて適合が悪くなる。

一方、熱処理により残留応力を除去することで残留応力による変形が起こらず、熱処理なしの場合よりも適合精度の良い義歯を作製することができる。

臨床では、残留応力を除去するために、軟化熱処理を行う。しかし、軟化熱処理をしたままでは口腔内で使用するのに適した機械的性質を有していないためにその後、硬化熱処理をすることが求められる。しかし、この方法では2度の熱処理のために歯科技工士にとって非常に手間がかかる。

しかも、実際の歯科技工作業では手で義歯の形状を微調整して適合精度を高める場面が求められているが、それに適した機械的性質の歯科鑄造用合金はなかった。

そこでこの発明の目的は、パラジウムを含ませず、金属アレルギーを誘発する可能性を低いものとなすと共に、1回の熱処理で残留応力を除去し、かつ手で微調整することが出来る歯科鑄造用金合金を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明者は、前記の課題を解決すべく、鋭意研究の結果、軟化熱処理を行うことなく、鑄造体を鑄造のまま直接硬化熱処理した歯科鑄造用金合金、ないし、軟化熱処理した後に硬化熱処理した歯科鑄造用金合金の機械的性質のビッカース硬さ、0.2%耐力及び破断伸びが、特定の範囲に入ると、前記目的を達成できることを見出し、本発明に到達したものである。

【0009】

10

20

30

40

50

すなわち、前記問題点を解決するための本発明の請求項 1 に係わる歯科鑄造用金合金は、パラジウムを含まず、銅：12.0～13.0質量%、銀：9.5～11.0質量%、白金：4.5～5.5質量%、亜鉛：0.5～1.5質量%、コバルト：0.2～0.35質量%、イリジウム：0.05～1.0質量%、残部：金及び微量の不可避不純物からなり、硬化熱処理後のビッカース硬さ：265～280HV20、前記硬化熱処理後の0.2%耐力：740～780MPa及び前記硬化熱処理後の破断伸び：10～14%であることを特徴とする。

【0010】

本発明の請求項 2 に係わる歯科鑄造用金合金は、パラジウムを含まず、金：70.0～72.0質量%、銅：12.0～13.0質量%、銀：9.5～11.0質量%、白金：4.5～5.5質量%、亜鉛：0.5～1.5質量%、コバルト：0.2～0.35質量%、イリジウム：0.05～1.0質量%及び微量の不可避不純物からなり、硬化熱処理後のビッカース硬さ：265～280HV20、前記硬化熱処理後の0.2%耐力：740～780MPa及び前記硬化熱処理後の破断伸び：10～14%であることを特徴とする。

10

【0011】

前記請求項 1 及び請求項 2 の発明においては、パラジウムを含ませず、金属アレルギーを誘発する可能性を低いものとした金合金であり、かつ、硬化熱処理後に、容易に手で微調整することが出来る歯科鑄造用合金となる。

銅は、金と規則格子を形成することで合金の強度を高める。銅の含有量を低くするとビッカース硬さと0.2%耐力が低くなりすぎる。13%を超えると硬くなりすぎ、技工士が形態調整できなくなる。

20

銀は、白金加金の融点を下げる効果がある。しかし、多すぎると合金の色が白色化してしまう。

白金は、耐食性の向上および強度の向上に寄与する。しかし、高価であるため多すぎると合金のコストが高くなる。また、合金の色を白色化させてしまう。

亜鉛は、脱酸剤として働く。多すぎると伸びが低下し脆くなる。

コバルトは、合金の強度を向上させ、さらに合金に黄色味がかった色を与える。多すぎると融点が高くなってしまう。

イリジウムは、合金の結晶粒を微細化させ、機械的性質を向上させる。

歯科鑄造用金合金を銅：12.0～13.0質量%、銀：9.5～11.0質量%、白金：4.5～5.5質量%、亜鉛：0.5～1.5質量%、コバルト：0.2～0.35質量%、イリジウム：0.05～1.0質量%、残部：金及び微量の不可避不純物からなる組成とすることにより、または、金：70.0～72.0質量%、銅：12.0～13.0質量%、銀：9.5～11.0質量%、白金：4.5～5.5質量%、亜鉛：0.5～1.5質量%、コバルト：0.2～0.35質量%、イリジウム：0.05～1.0質量%及び微量の不可避不純物からなる組成とすることにより、硬化熱処理後のビッカース硬さ：265～280HV20、前記硬化熱処理後の0.2%耐力：740～780MPa及び前記硬化熱処理後の破断伸び：10～14%の範囲にすることができ、手で微調整するのに適した歯科鑄造用金合金とすることができる。

30

【0012】

前記硬化熱処理後のビッカース硬さは、JIS Z 2241に規定する方法により測定する。

40

【0013】

前記硬化熱処理後の0.2%耐力および破断伸びは、材料試験機に、引張試験片をセットし、クロスヘッド速度0.1mm/分にて引張試験を行い、応力-ひずみ曲線から、0.2%耐力および破断伸びを算出する。

0.2%耐力は、JIS Z 2241に規定する“オフセット法”(規定の永久伸び=0.2%)による。すなわち、ひずみ0.2%・応力ゼロの点から、応力-ひずみ曲線の最初の直線部と平行線を引き、この直線と応力-ひずみ曲線との交点での応力が0.2%耐力である。

50

破断伸びは、応力 - ひずみ曲線上の破断点から、応力 - ひずみ曲線の最初の直線部と平行線を引き、応力ゼロの横軸との交点でのひずみである。

これら 0.2 % 耐力および破断伸びは、それぞれ 6 試料測定しその平均値を採用する。

【0014】

前記請求項 1 及び 2 の発明においては、鑄造後に軟化熱処理を行い、その後、硬化熱処理を施した時のビッカース硬さ、0.2 % 耐力及び破断伸びの値でも、また、鑄造後に軟化熱処理を行うことなく硬化熱処理を施した時のビッカース硬さ、0.2 % 耐力及び破断伸びの値のいずれでもよい。

【0015】

本発明の請求項 3 に係わる歯科鑄造用金合金は、当該歯科鑄造用金合金の前記ビッカース硬さ：265 ~ 280 HV20、前記 0.2 % 耐力：740 ~ 780 MPa 及び前記破断伸び：10 ~ 14 % の値が、鑄造後に、軟化熱処理を行うことなく、硬化熱処理を施したときの値であることを特徴とする。

鑄造後に直接硬化熱処理を行った歯科鑄造用金合金と、鑄造後に軟化熱処理し、その後に硬化熱処理を行った歯科鑄造用金合金との間には、0.2 % 耐力と破断伸びおよびビッカース硬さに関して有意差がなく、鑄造後に軟化熱処理をしてもしなくても最終的に硬化熱処理を行えば機械的性質に差がない。したがって、鑄造後にいきなり硬化熱処理を行えば、臨床で残留応力を除去するために行う軟化熱処理の工程を省くことができ、1 回の熱処理で残留応力を除去し、かつ手で微調整することが出来る歯科鑄造用金合金にすることができる。

【0016】

本発明の請求項 4 に係わる歯科鑄造用金合金は、上記した請求項 1 又は 2 において、前記硬化熱処理は、450 ± 10 の温度雰囲気調整した電気炉内にて、少なくとも 10 分間加熱した後、炉内で室温まで徐冷することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

前述の如き、所定範囲の組成で、かつ硬化熱処理後のビッカース硬さ、0.2 % 耐力および破断伸びが、所定の範囲に入っていると、硬化熱処理後に、容易に手で微調整することが出来る歯科用鑄造用合金となる。さらに、パラジウムを含ませず、金属アレルギーを誘発する可能性を低いものとした金合金である。

歯科鑄造用合金で造形した、例えば義歯のような複雑な形状の鑄造体では、場所によって冷却速度が異なるので、凝固時の収縮により残留応力が生じ、鑄造のままで義歯を作製すると、作製後に義歯を口腔内に入れるまでにあるいは、口腔内に入れている間に残留応力によって義歯が変形して時間が経つにつれて適合が悪くなる。これを、熱処理により残留応力を除去することで、残留応力による変形が起こらず、熱処理なしの場合よりも適合精度の良い義歯を作製することができると共に、手で微調整することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図 1】湾曲板状のモニター評価試料の形状を示す説明図で、(a) は正面図であり、(b) は側面図である。

【図 2】棒状のモニター評価試料の形状を示す説明図で、(a) は正面図であり、(b) は側面図である。

【図 3】硬化熱処理をしない、鑄造のままの状態の試験片 A と、鑄造後に軟化熱処理を経ずに直接上記硬化熱処理を行った実施例 1、鑄造したままの試験片 A を軟化熱処理 (700 10 分保持後、水冷) 後にかかる硬化熱処理をした実施例 2 のビッカース硬さを比較することにより、最終的に硬化熱処理を行えば、途中で軟化熱処理をするしないにかかわらず有意さが異なることを示すグラフ。

【図 4】試験片 A と実施例 1、2 の 0.2 % 耐力を比較することにより、最終的に硬化熱処理を行えば、途中で軟化熱処理をするしないにかかわらず有意さが異なることを示すグラフ。

10

20

30

40

50

【図5】試験片Aと実施例1, 2の破断伸びを比較することにより、最終的に硬化熱処理を行えば、途中で軟化熱処理をするしなくともかかわらず有意さが無いことを示すグラフ。

【発明を実施するための形態】

【0019】

本発明の歯科鑄造用金合金は、銅(Cu): 12.0~13.0質量%、銀(Ag): 9.5~11.0質量%、白金(Pt): 4.5~5.5質量%、亜鉛(Zn): 0.5~1.5質量%、コバルト: 0.2~0.35質量%、イリジウム(Ir): 0.05~1.0質量%、残部: 金(Au)及び微量の不可避不純物からなり、さらには、金: 70.0~72.0質量%、銅: 12.0~13.0質量%、銀: 9.5~11.0質量%、白金: 4.5~5.5質量%、亜鉛: 0.5~1.5質量%、コバルト: 0.2~0.35質量%、イリジウム: 0.05~1.0質量%及び微量の不可避不純物からなるものであり、かつ、前記硬化熱処理後のビッカース硬さ: 265~280HV20、硬化熱処理後の0.2%耐力: 740~780MPa及び前記硬化熱処理後の破断伸び: 10~14%である。

10

【0020】

銅(Cu)は、金(Au)と規則格子を形成することで合金の強度を高める。銅の含有量を低くするとビッカース硬さと0.2%耐力が低くなりすぎる。13%を超えると硬くなりすぎ、技工士が形態調整できなくなる。

銀(Ag)は、白金加金の融点を下げる効果がある。しかし、多すぎると合金の色が白色化してしまう。

20

白金(Pt)は、耐食性の向上および強度の向上に寄与する。しかし、高価であるため多すぎると合金のコストが高くなる。また、合金の色を白色化させてしまう。

亜鉛(Zn)は、脱酸剤として働く。多すぎると伸びが低下し脆くなる。

コバルト(Co)は、合金の強度を向上させ、さらに合金に黄色味がかかった色を与える。多すぎると融点が高くなってしまう。

イリジウム(Ir)は、合金の結晶粒を微細化させ、機械的性質を向上させる。

本発明の歯科鑄造用金合金は、これら元素を所定の組成に配合することにより、歯科技工士または歯科医が、義歯の適合を手で微調整するために適した機械的性質を有する合金を実現した。

30

【実施例1】

【0021】

前述した本発明の組成範囲に近傍の歯科鑄造用金合金のインゴットを製作し、それを用いて、義歯床に見立てた形状のモニター用試験体を2種類形成し、技工士、歯科医等の手による形態修正が容易かどうかのモニター評価を行った。

(モニター評価に用いるインゴットの製造方法)

モニター評価に供した本実施例1及び比較例1、2の歯科鑄造用金合金のインゴット製造方法について述べる。

下記の組成表(表1)に基づいてそれぞれ秤量し、これらの地金を、高周波誘導加熱装置(FHS-30ML, 富士電子工業株式会社)で融解し、内寸60×150×3mmの鑄型に鑄込んだ。作製した板状合金を厚さ約0.75mmまで圧延加工し、その後、スリッター切断機で12.5mm幅に切断。打ち抜き機で約10×12.5×0.75mmの形状のインゴットを作製した。

40

【0022】

【表 1】

実施例 1 及び比較例 1, 2 の組成表 (質量%)

	Au	Cu	Ag	Pt	Zn	Co	Ir
実施例 1	71.0	12.8	9.9	4.8	1.1	0.3	0.1
比較例 1	72.5*	16.0*	7.0*	3.4*	1.0	-	0.1
比較例 2	72.9*	13.0	10.0	3.0*	1.0	-	0.1

*は、本願発明の数値範囲から外れていることを示す。

【0023】

10

(モニター評価試験体の作製)

まず、長手方向に半分に切断した内径 46 mm のステンレスパイプの内側を印象採取し、石膏で模型基台を作製した。寸法は、曲率半径が 23 mm の湾曲した断面を持ち、長手方向の長さが 40 mm とした。この模型基台上に、断面を厚さ 1 mm、曲率半径が 23 mm の湾曲した断面を持ち、長手方向の長さが 25 mm のワックスパターンを作製し、ロストワックス法で、上記インゴットを用いてモニター評価に用いる図 1 に示す形状の義歯床の床部を模した湾曲板状試験体を鋳造により作製した。

また、市販のワックス (レディーキャストイングワックス HR28、ジーシー社) を用いて、断面が幅径 2.8 mm、高さ 1.1 mm で、長さが 10 mm の図 2 に示す形状の義歯床のバーを模したモニター評価に用いる棒状試験体を、上記のインゴットを用いてロストワックス法で鋳造により作製した。

20

各試験体は、鋳造後、室温まで空冷した段階で鋳型から取り出し、それぞれの試験体を、軟化熱処理を経ずに、鋳造後に直接、硬化熱処理のために 450 の電気炉中に 15 分間保持した後、室温まで炉内で冷却した。その後、両試験体を歯科用エンジンを用いて研磨した。

【0024】

(モニター評価)

硬化熱処理後の実施例 1 及び比較例 1, 2 の各試験体を、モニター評価に供した。図 1 の湾曲板状試験体は、各試験体をプライヤーで曲げて、模型基台の形状に試験体がしっかり適合するように調整する。図 2 の棒状試験体は、試験体をプライヤーで曲げる操作を行う

30

それぞれを変形させた際の力加減や曲がり具合から、本合金の形態修正の操作性を評価した。形態修正の操作性評価を、5 人の歯科医師および歯科技工士を対象に調査を行った。評価は、本合金を用いて同形状の部分義歯床を 10 個作製し、ひとり 2 個ずつ評価した。形態修正する際の操作性が良好と答えた人数が 5 ~ 4 人の場合は A、3 ~ 2 人の場合は B、1 人以下の場合を C 評価とした。その結果を表 2 に示す。

【0025】

(モニター評価した各インゴットの機械的性質測定のための試験片の作製)

試験片は、上記各インゴットを、ヒータ加熱式反転加圧鋳造機 (Super Cascocom, デンケン社製) で大気雰囲気下において溶解し、ロストワックス法を用いて直径 2 mm、長さ 45 mm の引張試験片 6 本と、20 × 15 × 1 mm のビッカース硬さ試験片を作製した。各試験片に硬化熱処理を施すために、450 に加熱した電気炉 (KDF 007 EX, デンケン社) 中で 15 分保持後、炉内で室温まで冷却した。

40

ビッカース硬さ試験用の試験片は、両面を #180 の耐水ペーパーで平滑にした後、測定面を #800、#1200 の耐水ペーパーで研磨した。

【0026】

[機械的性質の測定]

(ビッカース硬さ試験)

ビッカース硬さ試験機 (明石製作所、AVK-AII) にて、試験荷重 196.1 N (硬さ記号 HV20)、負荷時間 15 秒の条件で、試験片に設けた四角形圧痕の 2 つの対角線

50

長さを測定し、その平均値から以下の式を用いてビッカース硬さを求めたものである。上記方法で同一試験片上の10箇所測定し、その平均値を採用する。

【0027】

【数1】

$$\text{ビッカース硬さ} = 0.1891 F / d^2$$

F：試験加重（N）、d：圧痕対角線平均長さ

【0028】

（引張試験）

前記硬化熱処理後の0.2%耐力および破断伸びは、材料試験機（島津社製AGS-J）に、引張試験片をセットし、クロスヘッド速度0.1mm/分にて引張試験を行い、応力-ひずみ曲線から、0.2%耐力および破断伸びを求めた。

0.2%耐力は、JIS Z 2241に規定する“オフセット法”（規定の永久伸び=0.2%）による。すなわち、ひずみ0.2%・応力ゼロの点から、応力-ひずみ曲線の最初の直線部と平行線を引き、この直線と応力-ひずみ曲線との交点での応力が0.2%耐力である。

破断伸びは、応力-ひずみ曲線上の破断点から、応力-ひずみ曲線の最初の直線部と平行線を引き、応力ゼロの横軸との交点でのひずみである。

これら0.2%耐力および破断伸びは、それぞれ6試料測定しその平均値とした。

【0029】

（統計解析）

引張試験及びビッカース硬さの結果を、一元配置分散分析のBonferroniの多重比較によって統計解析した。

その結果を表2に示す。

【0030】

【表2】

モニター評価結果及び機械的性質比較

	モニター評価			ビッカース硬さ	0.2%耐力/MPa	破断伸び(%)
	湾曲板状試験体	棒状試験体	総合評価			
実施例1	A	A	A	279	779	13
比較例1	B	B	B	291*	773	9*
比較例2	B	B	B	262*	688*	11

*は、本発明の数値範囲から外れていることを示す。

【0031】

本件発明は良好な操作性を持つとの評価が得られた。

形態修正は、合金を変形させるので合金の機械的性質が重要となる。比較例1は形態修正の時に硬すぎて変形させられないという結果だった。比較例2では、軟らかすぎて簡単に曲がってしまい、口腔内で使用しているうちに塑性変形を起こしてしまう恐れがあるとの結果だった。本件発明で得られた形態修正の操作性は、上記で示した機械的性質を有していれば良好な形態修正操作性が得られた。

【実施例2】

【0032】

本願発明の一樣態としては、鑄造応力を除去し、さらに手による形態修正に適した機械的性質を持つ補綴物を得るために軟化熱処理を経ずに、いきなり硬化熱処理を行う。

軟化熱処理を経ずにいきなり上記硬化熱処理を行った前述の実施例1の機械的性質測定のための試験片と比較するために、硬化熱処理をしない鑄造のままの試験片Aと、鑄造したままの試験片Aを軟化熱処理（700℃10分保持後、水冷）した後にかかる硬化熱処理をした実施例2についてそれぞれ0.2%耐力、破断伸び及びビッカース硬さの測定をし

10

20

30

40

50

た。

(上記実施例 1 と比較するための機械的性質測定試験片の作製)

試験片 A は、上記実施例 1 のインゴットを、ヒータ加熱式反転加圧鑄造機 (Super Cascom, デンケン社製) で大気雰囲気下において溶解し、ロストワックス法を用いて直径 2 mm、長さ 45 mm の引張試験片 6 本と 20 × 15 × 1 mm のビッカース硬さ試験片を作製した。

実施例 2 では、上記試験片 A を軟化熱処理のために 700 に加熱した電気炉 (KDF 007 EX, デンケン社) 中で 10 分保持後に水中へ急水冷し、その後、硬化熱処理を施すために、450 に加熱した電気炉中で 15 分保持後、炉内で室温まで冷却した。ビッカース硬さ試験用の試験片は、両面を #180 の耐水ペーパーで平滑にした後、測定面を #800、#1200 の耐水ペーパーで研磨した。

【0033】

(機械的性質の測定)

ビッカース硬さ、0.2% 耐力および破断伸びは、上記実施例 1 と同様の方法で測定した。

その結果を図 3 ~ 5 に示す。

【0034】

ビッカース硬さ、0.2% 耐力及び破断伸びは、試験片 A と実施例 1 間及び、試験片 A と実施例 2 間には有意差が認められたが、実施例 1 と実施例 2 の間では、有意差は認められなかった。即ち、鑄造後に軟化熱処理をしてもしなくても最終的に硬化熱処理を行えばビッカース硬さ、0.2% 耐力及び破断伸びに差がないことがわかった。

よって、鑄造後に軟化熱処理をしてもしなくても最終的に硬化熱処理を行えば機械的性質に差がないことがわかった。

【比較例】

【0035】

表 3 に示す比較例 3 から比較例 23 は、実施例 1 および実施例 2 の機械的性質が、公知例にないことを示すために、下記特許公報及び特許公開公報の歯科鑄造用金合金と比較した。

【0036】

【表 3】

比較例と各特許との対応

比較例	公報中の実施例、従来例 および比較例	比較例	公報中の実施例、従来例 および比較例
比較例 3	特許 2525527 実施例 1	比較例 15	特開 2010-1230 実施例 1
比較例 4	特許 2525527 実施例 2	比較例 16	特開 2010-1230 実施例 2
比較例 5	特開 11-152531 請求項 3	比較例 17	特開 2010-1230 実施例 3
比較例 6	特開 11-152531 実施例 1	比較例 18	特開 2010-1230 実施例 4
比較例 7	特開 11-152531 実施例 2	比較例 19	特開 2010-1230 実施例 5
比較例 8	特開 11-152531 実施例 3	比較例 20	特開 2010-1230 実施例 6
比較例 9	特開 11-152531 実施例 5	比較例 21	特開 2010-1230 実施例 7
比較例 10	特開 11-152531 実施例 10	比較例 22	特開 2010-1230 比較例 1
比較例 11	特開 11-152531 実施例 11	比較例 23	特開 2010-1230 比較例 4
比較例 12	特開 11-152531 実施例 12		
比較例 13	特 2009-97031 比較例 2		
比較例 14	特 2009-97031 従来例 1		

【0037】

表 3 の比較例 3 ~ 30 の組成を改めて表示すると、表 4 のようになる。比較例 24 ~ 30 は、本発明の開発過程で比較検討した本発明に近い組成の歯科鑄造用金合金である。

【 0 0 3 8 】

【 表 4 】

比較例の組成（重量％）

	Au	Cu	Ag	Pt	Zn	Ir	Pd	In	Sn
比較例 1	72.5*	16.0*	7.0*	3.4*	1.0	0.1	-	-	-
比較例 2	72.9*	13.0	10.0	3.0*	1.0	0.1	-	-	-
比較例 3	74.7*	4.4*	9.2*	4.4*	1.2	0.1	2.0*	4.0	-
比較例 4	75.4*	4.4*	9.2*	4.4*	2.0*	0.1	3.0*	1.5	-
比較例 5	70.7*	10.0*	13.7*	3.59*	1.0	0.01*	-	-	1.0
比較例 6	72.0	10.0*	13.0*	3.59*	1.0	0.01*	-	0.4	-
比較例 7	68.4*	15.0*	12.0*	3.59*	1.0	0.01*	-	-	-
比較例 8	68.0*	15.0*	12.0*	3.59*	1.0	0.01*	-	0.4	-
比較例 9	70.7	10.0*	13.7*	3.59*	1.0	0.01*	-	1.0	-
比較例 10	75.1*	0.0*	10.2	3.19*	2.0*	0.01*	6.8*	2.2	0.5
比較例 11	62.4*	16.1*	16.1*	0.0*	1.0	0.0*	3.9*	0.5	-
比較例 12	68.3*	13.8*	10.0	2.9*	1.1	0.0*	3.6*	0.3	-
比較例 13	76.0*	10.3*	9.6	3.0*	1.0	0.1	-	-	-
比較例 14	71.0	12.1	12.3*	4.0*	0.5	0.1	-	-	-
比較例 15	74.9*	14.6*	6.4*	2.7*	1.38	0.02*	-	-	-
比較例 16	71.8	15.8*	6.9*	4.0*	1.48	0.02*	-	-	-
比較例 17	72.5*	16.0*	7.0*	3.0*	1.48	0.02*	-	-	-
比較例 18	75.0*	17.0*	6.0*	1.0*	0.98	0.02*	-	-	-
比較例 19	72.7*	16.5*	5.8*	4.0*	0.98	0.02*	-	-	-
比較例 20	71.0	15.0*	9.0*	4.0*	0.98	0.02*	-	-	-
比較例 21	74.8	13.0	7.8*	3.5*	0.88	0.02*	-	-	-
比較例 22	71.0	12.1	12.3*	4.0*	0.5	0.1	-	-	-
比較例 23	72.0	16.0*	5.0*	6.0*	0.9	0.1	-	-	-
比較例 24	73.5*	14.0*	9.0*	3.4*	0.0*	0.1	-	-	-
比較例 25	72.5*	16.0*	7.0*	3.5*	1.0	0.0*	-	-	-
比較例 26	71.5	14.0*	9.0*	3.4*	1.0	0.1	1.0*	-	-
比較例 27	72.5*	16.2*	7.1*	3.2*	1.0	0.1	-	-	-
比較例 28	72.5*	12.0	5.4*	4.0*	1.0	0.1	-	5.0	-
比較例 29	72.5*	13.0	10.4	3.0*	1.0	0.1	-	-	-
比較例 30	72.5*	12.0	5.4*	4.0*	1.0	0.1	-	-	5.0

*は、本願発明の数値範囲から外れていることを示す。

【 0 0 3 9 】

なお、各比較例 3 ～ 30 については、軟化熱処理をせずに前記硬化熱処理を施し、材料試験を行った。ビッカース硬さ、0.2% 耐力および破断伸びの測定は、上記実施例 1 と同様の方法で測定した。

【 0 0 4 0 】

【表 5】

比較例の機械的性質

	硬化熱処理		
	ビッカース硬度(HV20)	0.2%耐力/MPa	破断伸び(%)
比較例 1	291*	773	9.0*
比較例 2	262*	688*	11.4
比較例 3	173*	377*	7.8*
比較例 4	211*	521*	4.0*
比較例 5	231*	517*	1.9*
比較例 6	221*	554*	11.2
比較例 7	271	595*	8.1*
比較例 8	268	730*	4.4*
比較例 9	235*	584*	7.2*
比較例 10	203*	498*	5.1*
比較例 11	287*	628*	3.4*
比較例 12	285*	638*	4.9*
比較例 13	225*	468*	35.0*
比較例 14	298*	691*	18.0*
比較例 15	256*	682*	8.4*
比較例 16	288*	834*	5.8*
比較例 17	279	764	6.3*
比較例 18	281*	813*	3.1*
比較例 19	292*	712*	5.6*
比較例 20	279	775	5.6*
比較例 21	242*	586*	16.0*
比較例 22	255*	699*	10.4
比較例 23	289*	798*	5.3*
比較例 24	221*	571*	9.5*
比較例 25	290*	745	4.2*
比較例 26	274	734*	11.9
比較例 27	278	804*	7.8*
比較例 28	244*	717*	1.4*
比較例 29	260*	695*	13.1
比較例 30	161*	378*	3.5*

*は、本願発明の数値範囲から外れていることを示す。

【0041】

(考察)

表4～5に示すように、実施例1および実施例2の組成からわずかに変わっただけで、硬化熱処理後の機械的性質が大きく異なることがわかる。実施例1および実施例2に示す機

10

20

30

40

50

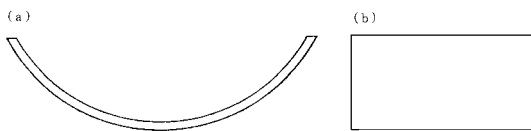
械的性質は、いずれの比較例にも存在しなかった。

【産業上の利用可能性】

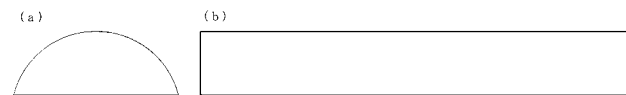
【0042】

歯科領域で用いる鑄造用金合金への応用が可能である。

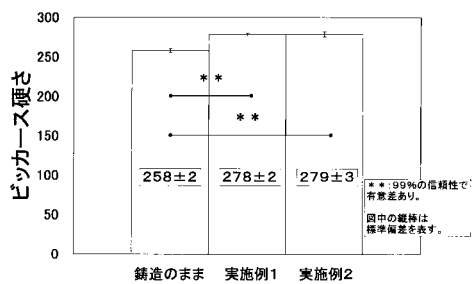
【図1】



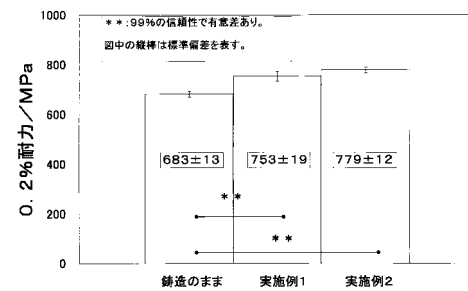
【図2】



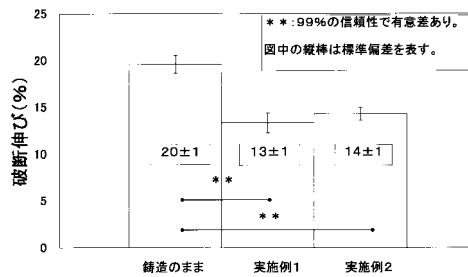
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

C 2 2 F	1/00	6 7 5
C 2 2 F	1/00	6 9 1 B
C 2 2 F	1/00	6 9 1 C
C 2 2 F	1/00	6 0 4