



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년10월08일
 (11) 등록번호 10-1447505
 (24) 등록일자 2014년09월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 C25D 17/00 (2006.01) H05K 3/18 (2006.01)
 H05K 3/32 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2012-0065998
 (22) 출원일자 2012년06월20일
 심사청구일자 2012년06월20일
 (65) 공개번호 10-2013-0142630
 (43) 공개일자 2013년12월30일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020040011628 A
 KR1020030066919 A
 한훈, ‘무연 솔더와 Ni-Cu 합금 UBM 간의 계면 반응 및 신뢰성에 관한 연구’, 한국과학기술원 박사학위 논문, (2005)*
 한훈 외 3명, ‘Ni-xCu 합금 UBM과 Sn-Ag계 솔더 간의 계면 반응 연구’, 한국마이크로전자 및 패키징 학회 논문집, (2003)
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 서울과학기술대학교 산학협력단
 서울특별시 노원구 공릉로 232 (공릉동, 서울과학기술대학교)
 (72) 발명자
 이종현
 경기 구리시 동구릉로 226, 103동 802호 (인창동, 구리인창금호어울림아파트)
 지상수
 충북 청주시 상당구 수영로259번길 68, (금천동)
 (74) 대리인
 특허법인 대아

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 정승두

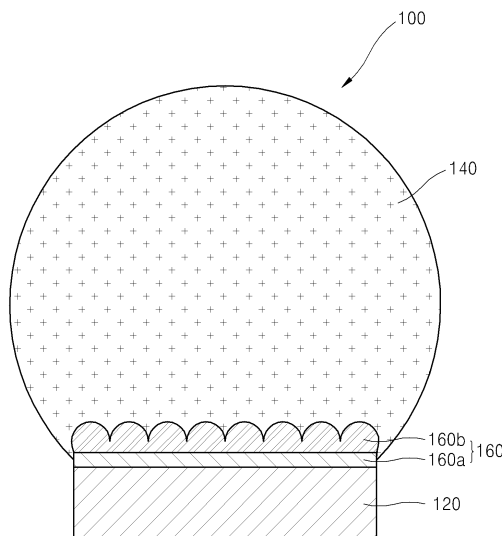
(54) 발명의 명칭 **커켄달 보이드의 생성 억제 효과가 우수한 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법**

(57) 요약

직류 전해도금법을 이용하여 구리-니켈 치아조직층을 형성한 후, 솔더링 공정을 수행함으로써, 커켄달 보이드의 생성 억제 효과가 우수한 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법에 대하여 개시한다.

본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조는 기판의 패드를 구성하는 구리-니켈 치아조직층; 상기 구리-니켈 치아조직층 상에 접속된 솔더; 및 상기 구리-니켈 치아조직층과 솔더 간의 계면에 형성되어, 커켄달 보이드(Kirkendall void)의 생성을 억제하는 금속간 화합물층;을 포함하며, 상기 구리-니켈 치아조직층은 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

기관을 패드를 구성하고 기둥 형태가 반복적으로 배열된 구리-니켈 치아조직층;

상기 구리-니켈 치아조직층 상에 접속된 솔더; 및

상기 구리-니켈 치아조직층과 솔더 간의 계면에 형성되어, 커켄달 보이드(Kirkendall void)의 생성을 억제하는 금속간 화합물층;을 포함하며,

상기 구리-니켈 치아조직층은 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아조직 구리-니켈층을 갖는 솔더 접합 구조.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 솔더는

은(Ag) : 2.5 ~ 3.5 중량%, 구리(Cu) : 0.1 ~ 1.0 중량% 및 나머지 주석(Sn)을 포함하는 주석 기반의 조성인 것을 특징으로 하는 치아조직 구리-니켈층을 갖는 솔더 접합 구조.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 금속간 화합물층은 고상 시효 후에

상기 솔더에 인접한 상부 영역은 $(\text{Cu}, \text{Ni})_6\text{Sn}_5$ 의 조성을 갖고,

상기 구리-니켈 치아조직층에 인접한 하부 영역은 $(\text{Ni}, \text{Cu})_3\text{Sn}_4$ 의 조성을 갖는 것을 특징으로 하는 치아조직 구리-니켈층을 갖는 솔더 접합 구조.

청구항 4

(a) 패드를 구비하는 기관을 도금액이 채워진 전해 도금욕에 침지시키는 단계;

(b) 상기 전해 도금욕에 침지된 기관의 패드에 $0.04 \sim 0.05 \text{ A/dm}^2$ 의 전류밀도로 직류 전해도금을 실시하여 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%로 조성되는 구리-니켈 치아조직층을 형성하는 단계; 및

(c) 상기 구리-니켈 치아조직층 상에 솔더를 당겨낸 후, 리플로우 처리를 실시하여 상기 구리-니켈 치아조직층에 솔더를 접속시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아조직 구리-니켈층을 갖는 솔더 접합 구조의 제조 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 (c) 단계에서,

상기 구리-니켈 치아조직층과 솔더 간의 계면에는

커켄달 보이드(Kirkendall void)의 생성이 억제되는 특성을 가지는 금속간 화합물층이 형성되는 것을 특징으로

하는 치아조직 구리-니켈층을 갖는 솔더 접합 구조의 제조 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 직류 전해도금법을 이용하여 구리-니켈 치아조직층을 형성한 후, 솔더링 공정을 수행함으로써, 커켄달 보이드(Kirkendall void)의 생성 억제 효과가 우수한 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 일반적으로, 구리층 상에 솔더볼 또는 솔더 페이스트를 리플로우시키는 접속방법은 표면실장기술(surface mount technology: SMT)에서 가장 보편적으로 활용되고 있다. 그러나, 구리층 상에 솔더볼 또는 솔더 페이스트를 솔더링할 경우, 충분한 고상 시효 시에 구리층과 솔더 간의 계면에서 ϵ -phase의 Cu_3Sn 조직을 갖는 금속간 화합물층의 생성으로 커켄달 보이드(Kirkendall voids)가 생성되는 문제가 있다.

[0003] 이러한 커켄달 보이드는 상호 간에 서로 연결되는 형태로 성장하기 때문에 구리층과 솔더 간의 접합 부분인 솔더 조인트에서의 기계적 충격 특성 등의 신뢰성에 악영향을 미친다.

[0004] 특히, 고밀도 기판이나 인쇄회로기판 산업에서 구리 도금을 수행하는 것이 일반화되고, 세미 어디티브(semi-additive) 또는 어디티브 법으로 기판(substrate) 또는 PCB(printed circuit board) 상에 구리 미세회로를 형성하는 기술이 일반적으로 사용됨에 따라 커켄달 보이드에 의한 접합부의 신뢰성 감퇴는 앞으로 점점 더 광범위하게 발생될 수 있다. 따라서, 최근에는 이러한 커켄달 보이드의 생성을 억제하기 위한 전해도금법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

[0005] 종래의 연구 결과, 구리-아연 합금층을 이용하여 솔더 접합 구조를 형성할 경우, 무연 솔더와 구리층 간의 계면에서의 금속간 화합물의 성장 및 금속간 화합물에서의 커켄달 보이드의 성장을 억제하는 데 성공적이라고 보고된 바가 있다. 그러나, 이러한 구리-아연 합금층을 이용한 솔더 접합 구조는 젖음성 감소 및 갈바닉 부식 등과 같은 문제가 여전히 남아 있는 상황이다. 더욱이, 아연은 고밀도 기판이나 인쇄회로기판 산업에서 일반적으로 사용되지 않는 물질로 여겨지고 있다.

[0006] 관련 선행 문헌으로는 대한민국 등록특허 제10-0474207호(2005.03.11 공고)가 있으며, 상기 문헌에는 웨이퍼 레벨 패키지의 공기 패드 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법에 대하여 기재되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 목적은 직류 전해 도금법을 이용하여 구리-니켈 치아조직층을 제조함으로써, 고상 시효 동안 솔더 접합 부위에서 커켄달 보이드의 생성을 억제할 수 있는 커켄달 보이드의 생성 억제 효과가 우수한 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조는 기판의 패드를 구성하는 구리-니켈 치아조직층; 상기 구리-니켈 치아조직층 상에 접속된 솔더; 및 상기 구리-니켈 치아조직층과 솔더 간의 계면에 형성되어, 커켄달 보이드(Kirkendall void)의 생성을 억제하는 금속간 화합물층;을 포함하며, 상기 구리-니켈 치아조직층은 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%를 포함하는 것을 특징으로 한

다.

[0009] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조의 제조 방법은 (a) 패드를 구비하는 기관을 도금액이 채워진 전해 도금욕에 침지시키는 단계; (b) 상기 전해 도금욕에 침지된 기관의 패드에 $0.025 \sim 0.055 \text{ A/dm}^2$ 의 전류밀도로 직류 전해도금을 실시하여 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%로 조성되는 구리-니켈 치아조직층을 형성하는 단계; 및 (c) 상기 구리-니켈 치아조직층 상에 솔더를 닿게한 후, 리플로우 처리를 실시하여 상기 구리-니켈 치아조직층에 솔더를 접속시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0010] 본 발명에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법은 비교적 낮은 $0.025 \sim 0.055 \text{ A/dm}^2$ 의 전류밀도 조건으로 직접 전해 도금을 실시함으로써, 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%로 조성되는 구리-니켈 치아조직층을 제조할 수 있다. 따라서, 상기 조성을 갖는 구리-니켈 치아조직층을 솔더링 공정으로 전자 부품 실장용으로 사용되는 솔더볼 또는 솔더 페이스트와 접속시키면 장기 사용 중에도 커넥탈 보이드의 생성이 억제되어 솔더 접합부의 기계적 접합 신뢰성을 향상시킬 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합부의 구조를 나타낸 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합부의 구조의 제조 방법을 나타낸 순서도이다.
- 도 3은 직류 전해도금법을 설명하기 위한 모식도이다.
- 도 4는 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 형성된 구리-니켈 치아조직층의 표면을 광학 현미경(Optical micrographs)으로 촬영한 사진이다.
- 도 5는 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 형성된 구리-니켈 치아조직층의 표면을 SEM(Scanning electron micrographs)으로 촬영한 사진이다.
- 도 6은 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 형성된 구리-니켈 치아조직층의 절단면을 광학 현미경으로 촬영한 사진이다.
- 도 7은 전류밀도와 전해도금 시간의 변화에 따라 측정된 구리-니켈 치아조직층의 두께를 나타낸 것이다.
- 도 8은 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 측정된 구리-니켈 치아조직층의 조성비를 나타낸 것이다.
- 도 9는 0.06 A/dm^2 의 전류밀도로 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 국부적인 위치에서의 구리-니켈 치아조직층의 절단면을 SEM으로 촬영한 사진이다.
- 도 10은 도 9의 A 및 B 지점에서의 EDS 측정 결과를 나타낸 것이다.
- 도 11은 125°C에서 시효 처리한 후, Cu 층 및 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 절단면을 SEM으로 촬영한 사진이다: (a) Cu 층 사용 시 240시간 시효 후, (b) Cu-Ni 치아조직층 사용 시 480시간 시효 후, (c) Cu-Ni 치아조직층 사용 시 720시간 시효 후.
- 도 12는 125°C에서 480시간 동안 시효 처리한 후, Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 절단면의 EPMA 맵핑(mapping) 사진을 나타낸 것이다.
- 도 13은 125°C에서 720시간 동안 시효 처리한 후, Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 절단면의 EPMA 맵핑(mapping) 사진을 나타낸 것이다.
- 도 14는 Cu층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 고상 시효 처리

전과 후의 계면에서의 반응을 도식화하여 나타낸 도면이다.

도 15는 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 고상 시효 처리 전과 후의 계면에서의 반응을 도식화하여 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예를 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 것이며, 단지 본 실시예는 본 발명의 개시가 완전하도록 하며, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성요소를 지칭한다.
- [0013] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조 및 그 제조 방법에 관하여 상세히 설명하면 다음과 같다.
- [0014] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조를 나타낸 도면이다.
- [0015] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합부의 구조(100)는 구리-니켈 치아조직층(120), 솔더볼(140) 및 금속간 화합물층(160)을 포함한다. 솔더볼(140)을 솔더 페이스트로 대체하여 리플로우할 경우도 동일한 구조로 간주될 수 있다.
- [0016] 구리-니켈 치아조직층(120)은 기관의 패드(미도시) 상에 형성된다. 이러한 구리-니켈 치아조직층(120)은 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%를 포함하는 것이 바람직하다. 이때, 구리-니켈 치아조직층(120)의 조성비가 상기의 범위에서 치아조직을 가지면서 구현될 경우, 후술할 솔더볼과의 접합 신뢰성이 우수하여 장기 간의 사용 중에도 커켄달 보이드의 생성이 억제되어 솔더 접합부의 기계적 접합 신뢰성을 크게 향상시키는 것을 실험을 통해 확인하였다.
- [0017] 솔더볼(140)은 구리-니켈 치아조직층(120) 상에 접속된다. 상기 솔더볼(140)은 은(Ag) : 2.5 ~ 3.5 중량%, 구리(Cu) : 0.1 ~ 1.0 중량% 및 나머지 주석(Sn)을 포함할 수 있으나, 반드시 이에 제한될 필요는 없다. 이러한 솔더볼(140)은 플럭스(flux)를 도포하고 리플로우시키는 것에 의하여 구리-니켈 치아조직층(120) 상에 접속된다.
- [0018] 금속간 화합물층(intermetallic compound, 160)은 구리-니켈 치아조직층(120)과 솔더볼(140) 간의 계면에 형성되어, 솔더볼(140)과 구리-니켈 치아조직층(120)간을 결합시키는 역할을 한다. 이러한 금속간 화합물층(160)은 솔더볼(140)에 인접한 상부 영역에 형성되는 제1층(160a)과 구리-니켈 치아조직층(120)에 인접한 하부 영역에 형성되는 제2층(160b)을 포함할 수 있다. 여기서, 상부 영역은 표면을 포함하고, 하부 영역은 바닥면을 포함하는 것으로 정의될 수 있다. 이때, 제1층(160a)은 (Cu, Ni)₆Sn₅의 조성을 갖고, 제2층(160b)은 (Ni, Cu)₃Sn₄의 조성을 갖는다.
- [0019] 종래의 경우, 순수한 구리층과 솔더볼 간의 계면에 형성되는 금속간 화합물층의 경우, Cu₆Sn₅층과 Cu₃Sn층이 생성되었는데, 특히 솔더볼이 고체 상태에서 가열되는 조건인 고상 시효 조건에서 주로 성장하는 Cu₃Sn층은 커켄달 보이드가 형성되는 위치로 보고되고 있다. 이에 반해, 본 발명에서 제안하는 치아조직의 구리-니켈층을 적용할 경우에는 고상 시효 조건에서 Cu₆Sn₅층 생성 자리에 (Cu, Ni)₆Sn₅층이, Cu₃Sn층 생성 자리에 (Ni, Cu)₃Sn₄층이 생성되어 결론적으로 커켄달 보이드의 생성이 매우 억제되는 것을 실험을 통해 확인하였다.
- [0020] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조의 제조 방법에 대하여 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0021] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조의 제조 방법을 나타낸 순서도이다.

[0022] 도 2를 참조하면, 도식된 치아조직을 갖는 솔더 접합 구조의 제조 방법은 침지 단계(S210), 구리-니켈 치아조직층 형성 단계(S220) 및 솔더 접합부 형성 단계(S230)를 포함한다.

[0023] **침지**

[0024] 침지 단계(S210)에서는 패드를 구비하는 기판을 도금액이 채워진 전해 도금욕에 침지시킨다.

[0025] 이때, 도금액의 pH는 8 ~ 10으로 유지하는 것이 바람직하다. 도금액의 pH가 8 미만이거나 10을 초과할 경우에는 도금층의 광택도가 떨어지고, 광택이 불균일한 문제가 발생할 수 있다.

[0026] 상기 도금액의 pH는 암모니아 수용액으로 조절하는 것이 바람직하다.

[0027] **구리-니켈 치아조직층 형성**

[0028] 구리-니켈 치아조직층 형성 단계(S220)에서는 전해 도금욕에 침지된 기판의 패드에 0.025 ~ 0.055 A/dm²의 전류밀도로 직류 전해 도금을 실시하여 구리-니켈 치아조직층을 형성한다.

[0029] 본 발명의 발명자들은 도금 속도를 향상시키기 위해 직류 전해 도금을 실시하였으며, 이를 통해 치아조직을 갖는 구리-니켈 치아조직층이 조성되는 것을 알아내었다. 특히, 직류 전해 도금법을 이용하여 제조되는 치아조직을 갖는 구리-니켈 치아조직층은 후술할 고상 시효 처리 과정에서 점차 균일한 구리-니켈 합금 조직으로 변화되기 때문에 도금 직후의 치아조직이 장기 접합 신뢰성에 큰 영향을 줄 수 없다는 것을 알아내었다.

[0030] 이때, 구리-니켈 치아조직층은 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%를 포함하는 것이 바람직하다. 이때, 구리-니켈 치아조직층의 조성비가 상기의 범위에서 첨가될 경우, 치아조직을 가지며, 후술할 솔더와의 접합 신뢰성이 우수하여 장기 간의 사용 중에도 커켄달 보이드의 생성이 억제되어 솔더 접합부의 기계적 접합 신뢰성을 크게 향상시키는 것을 실험을 통해 확인하였다.

[0031] 특히, 전류밀도가 0.025 ~ 0.055 A/dm²의 범위에서 인가되어야 증착에 의해 형성되는 구리-니켈 치아조직층의 최종 조성비가 상기의 범위로 조성되며, 그 미세조직의 치밀도도 우수한 것을 실험을 통해 확인하였다.

[0032] **솔더 접합부 형성**

[0033] 솔더 접합부 형성 단계(S230)에서는 구리-니켈 치아조직층 상에 무연 솔더를 리플로우시켜 접합부를 형성한다. 이때, 무연 솔더는 은(Ag) : 2.5 ~ 3.5 중량%, 구리(Cu) : 0.1 ~ 1.0 중량% 및 나머지 주석(Sn)을 포함할 수 있으나, 반드시 이에 제한될 필요는 없다.

[0034] 본 단계에서, 구리-니켈 치아조직층과 솔더 재료 간의 계면에는 금속간 화합물층(intermetallic compound)이 형성된다.

[0035] 이러한 금속간 화합물층은 고상 시효를 통해 솔더볼에 인접한 상부 영역에 형성되는 제1층과 구리-니켈 치아조직층에 인접한 하부 영역에 형성되는 제2층을 포함할 수 있다. 이때, 제1층은 (Cu, Ni)₆Sn₅의 조성을 갖고, 제2층은 (Ni, Cu)₃Sn₄의 조성을 갖는다.

[0036] 종래의 경우, 순수한 구리층과 솔더볼 간의 계면에 형성되는 금속간 화합물층의 경우, Cu₆Sn₅층과 Cu₃Sn층이 생성되었는데, 특히 솔더볼이 고체 상태에서 가열되는 조건인 고상 시효 조건에서 주로 성장하는 Cu₃Sn층은 커켄달 보이드가 형성되는 위치로 보고되고 있다. 이에 반해, 본 발명에서 제안하는 치아조직의 구리-니켈층을 적용할 경우에는 고상 시효 조건에서 Cu₆Sn₅층 생성 자리에 (Cu, Ni)₆Sn₅층이, Cu₃Sn층 생성 자리에 (Ni, Cu)₃Sn₄층이 생성되어 결론적으로 커켄달 보이드의 생성이 매우 억제되는 것을 실험을 통해 확인하였다.

[0037] 상기의 과정(S210 ~ S230)으로 제조되는 치아조직층을 갖는 솔더 접합 구조에서 구리-니켈 치아조직층은 구리와 니켈 이온을 함유하는 복합 도금액을 사용하여 비교적 낮은 0.025 ~ 0.055 A/dm²의 전류밀도 조건으로 직접 전

해 도금을 실시함으로써 제조할 수 있으며, 이때 구리(Cu) : 50 ~ 65 중량% 및 니켈(Ni) : 35 ~ 50 중량%로 조성되는 구리-니켈 치아조직층을 제조할 수 있다. 따라서, 상기 조성을 갖는 구리-니켈 치아조직층을 솔더링 공정으로 전자 부품 실장용으로 사용되는 솔더 재료와 접촉시키면 장기 사용 중에도 커넥탈 보이드의 생성이 억제되어 솔더 접합부의 기계적 접합 신뢰성을 향상시킬 수 있는 이점이 있다.

[0038] **실시예**

[0039] 이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 통해 본 발명의 구성 및 작용을 더욱 상세히 설명하기로 한다. 다만, 이는 본 발명의 바람직한 예시로 제시된 것이며 어떠한 의미로도 이에 의해 본 발명이 제한되는 것으로 해석될 수는 없다.

[0040] 여기에 기재되지 않은 내용은 이 기술 분야에서 숙련된 자이면 충분히 기술적으로 유추할 수 있는 것이므로 그 설명을 생략하기로 한다.

[0041] **1. 실험법**

[0042] 도 3은 직류 전해도금법을 설명하기 위한 모식도로, 이를 참조로 설명하도록 한다.

[0043] 도금액은 니켈(II) 설페이트 헥사하이드레이트{nickel(II) sulfate hexahydrate, $\text{NiSO}_4 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$, >98.5%, 0.475 M}, 구리(II) 설페이트 펜타하이드레이트{copper(II) sulfate pentahydrate, $\text{CuSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$, 0.125 M}, 그리고 소듐 시트레이트 트리베이식 다이하이드레이트{sodium citrate tribasic dehydrate, $\text{Na}_3\text{C}_6\text{H}_5\text{O}_7 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 99%, 0.20 M}가 사용되었다.

[0044] 이때, 전해 도금욕 내에 채워지는 도금액의 pH는 암모니아 수용액(28-30%)을 이용하여 9.0로 조절하였으며, 직류 전해도금은 실온(room temperature)에서 실시하였다.

[0045] 기관은 가로 20 mm x 세로 20 mm x 두께 1 mm를 갖는 3N Cu 플레이트를 이용하였고, 음극으로는 Ni 메쉬를 사용하였다.

[0046] 이때, 기관과 음극 상호 간은 30mm의 간격으로 이격되도록 유지시켰고, 전류밀도는 0.04 A/dm^2 , 0.05 A/dm^2 , 0.06 A/dm^2 , 0.07 A/dm^2 의 조건으로 직류 전해도금을 각각 실시하였다.

[0047] 도금 시간에 따른 증착 두께를 측정하기 위해, 전해도금 처리된 시편들은 15분 간격으로 도금욕으로부터 빼내었다.

[0048] 한편, 전해도금된 Cu-Ni 치아조직층의 미세조직 및 두께는 광학 현미경(optical microscopies: OM) 및 주사전자 현미경(scanning electron microscopies: SEM)을 이용하여 각각 관찰하였다. 그리고, 전해도금된 도금층들에 대한 성분 분석은 EDS(energy dispersive spectroscopy)를 이용하여 측정하였다.

[0049] 이후, 각각의 조건으로 전해도금 처리된 도금층들에서 1.5mm의 직경을 가지는 원형 형상 일부를 제외한 상부를 솔더 레지스트(solder resist)로 도포한 후 경화시켜 원형 형상의 패드(pad)를 형성하였다. 최종적으로 수용성의 플럭스(WF6063M, Senju Metal)와 혼합된 $450\mu\text{m}$ 의 직경을 갖는 14개의 Sn-3.0 wt% Ag-0.5 Cu 솔더볼을 구리-니켈 치아조직층 패드에 리플로우 처리하여 접촉시켰다. 리플로우 처리 이후, 125°C 에서 고상 시효처리가 수행되었다.

[0050] 구리-니켈 도금층과 솔더볼을 포함하는 솔더 접합 구조에 대한 단면은 SEM으로 촬영하여 분석하였다. 구리-니켈 층과 솔더볼 간의 계면에 대한 선명한 SEM 사진을 확보하기 위해, 구리-니켈 치아조직층과 솔더볼의 절단면을 CH_3OH 4vol%, HNO_3 1vol%, HCl 혼합 용액으로 에칭하였다.

[0051] **2. 미세 조직 관찰**

- [0052] 도 4는 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 형성된 구리-니켈 치아조직층의 표면을 광학 현미경(Optical micrographs)으로 촬영한 사진이다.
- [0053] 도 4에 도시된 바와 같이, 0.04 A/dm²의 전류밀도 조건으로 제조된 시편은 평평한 표면 형태가 관찰되는 데 반해, 0.05 A/dm²의 전류밀도 조건으로 제조된 시편은 그 표면이 부분적으로 거칠어진 것을 확인할 수 있다. 또한, 0.06 A/dm²의 전류밀도 조건으로 제조된 시편은 불규칙한 미세 노듈(nodule)들이 급속히 증가하였다. 마지막으로, 0.07 A/dm²의 전류밀도 조건으로 제조된 시편은 노듈 사이즈가 증가하지는 않았으나, 노듈의 양이 더욱 증가하였다.
- [0054] 요약해 보면, 전류밀도가 증가함에 따라 구리 및 니켈 원자들의 증착 표면은 평평한 형태에서 구형의 노듈 표면으로 변화되어 가며, 이 결과 표면 형태가 거칠어지는 것을 확인하였다.
- [0055] 이러한 거칠기는 후속하는 솔더링 과정 동안 플러스 도포 시의 기공 형성 등에 의한 미세 보이드를 야기시킬 수 있다. 따라서, 0.06 및 0.07 A/dm²의 전류밀도는 부적절한 공정 조건인 것으로 판단된다.
- [0056] 도 5는 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 형성된 구리-니켈 치아조직층의 표면을 SEM(Scanning electron micrographs)으로 촬영한 사진이다.
- [0057] 고배율 SEM 이미지에서 볼 수 있듯이, 도 5의 (a)에 도시된 바와 같이, 0.04 A/dm²의 전류밀도 조건에서 제조된 시편은 그 고배율 표면도 여전히 비교적 매끄러운 형태임을 나타내고 있다.
- [0058] 반면, 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이, 0.05 A/dm²의 전류밀도 조건에서 제조된 시편은 부분적으로 핀 홀(pin holes)과 같은 미세 표면 결함이 일부 관찰되었다.
- [0059] 도 4 및 도 5에서 도시하고 설명한 결과를 토대로, 0.04 A/dm²의 전류밀도 조건에서 제조되는 구리-니켈 치아조직층의 표면 형태가 후속되는 솔더링 공정에 대한 패드로써 가장 적합하다는 것을 확인하였다. 그러나 0.05 A/dm²의 전류밀도 조건에서 제조되는 구리-니켈 치아조직층도 후속 솔더링 공정에 대응 가능하다.
- [0060] 도 6은 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 형성된 구리-니켈 치아조직층의 절단면을 광학 현미경으로 촬영한 사진이다.
- [0061] 도 6의 (a) 내지 (d)에 도시된 바와 같이, 0.04 ~ 0.07 A/dm²의 전류밀도 조건들 전반에 걸쳐 치아조직층이 관찰되었다. 그리고, 전류밀도가 증가함에 따라 대체로 약간 더 뚜렷한 치아조직을 갖는 것을 알 수 있다.
- [0062] 즉, 치아조직이라 함은 광학현미경 이미지 상에서 오렌지색과 녹색의 기둥 형태가 반복적으로 배열된 상태로 관찰되는 것을 한 단어로 표현한 것이다.
- [0063] 이는 상기 직류 도금에 의한 구리 및 니켈 원자들의 동시 증착은 완전히 균일한 혼합 비율로 이루어진다기 보다는 오히려 구리 및 니켈 원자들이 국부적으로 더 많은 양이 집중되면서 증착되는 것을 암시한다.
- [0064] 도 7은 전류밀도와 전해도금 시간의 변화에 따라 측정된 구리-니켈 치아조직층의 두께를 나타낸 것이다.
- [0065] 도 7에 도시된 바와 같이, 일반적으로 증착 시간이 증가함에 따라 증착 두께가 선형적으로 증가하는 것을 알 수 있다. 또한, 전류밀도가 상승함에 따라 증착 두께 또한 약간씩 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0066] 도 8은 전류밀도의 변화에 따라 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 측정된 구리-니켈 치아조직층의 조성비를 나타낸 것이다.
- [0067] 도 8에 도시된 바와 같이, 전류밀도가 증가함에 따라 구리-니켈 치아조직층에서의 니켈 평균 함량이 선형적으로 증가하는 것을 알 수 있다. 특히, 표면 형태가 가장 우수했던 0.04 A/dm²의 전류 밀도 조건의 경우에서 구리-

합금 도금층의 평균 조성비는 구리 : 65 중량% 및 니켈 : 32.5 중량%이었다.

[0068] 도 9는 0.06 A/dm²의 전류밀도로 전해 도금을 1시간 동안 실시한 후에 구리-니켈 치아조직층의 절단면을 SEM으로 촬영한 사진이고, 도 10은 도 9의 A 및 B의 국부적인 지점에서의 EDS 측정 결과를 나타낸 것이다.

[0069] 도 9 및 도 10에 도시된 바와 같이, EDS 측정 결과 A 지점에서 검출된 조성은 니켈이 상대적으로 다량 함유되어 있는 것이 명백한 데 반해, B 지점에서 검출된 조성은 구리가 상대적으로 다량 함유되어 있는 것을 확인할 수 있다. 이는 도 6에 나타낸 모든 치아조직층들은 전체의 평균적인 조성 변화에도 불구하고, 모든 경우에서 부분적으로 구리 또는 니켈이 다량으로 함유된 미세 치아조직 상들이 존재하는 것을 알 수 있다. 0.06 A/dm²의 전류밀도 조건으로 도금된 치아조직층을 분석한 것은 치아조직층의 일 예를 보여주는 것으로 0.04 A/dm²의 전류밀도 조건으로 도금된 치아조직층을 분석할 경우에도 유사한 결과를 얻을 수 있다.

[0070] **3. 리플로우 공정 후, 고상 시효 동안 솔더와 구리-니켈 치아조직층의 계면에 생성되는 금속간 화합물층의 성장 특성 고찰**

[0071] 표 1은 125℃에서 고상 시효 시간별로 측정된 금속간 화합물층의 평균 두께를 나타낸 것이다. 이때, 패드로써 사용되는 구리-니켈 치아조직층은 최적의 조건인 0.04 A/dm²의 전류밀도에서 제조되었다.

[0072] [표 1]

Aging Time(hr)	IMC thickness on Cu pad(μm)	IMC thickness on Cu-Ni pad(μm)
240	2.42	2.01
480	2.57	2.56
720	2.86	2.75

[0073]

[0074] 표 1을 참조하면, 고상 시효 시간이 증가함에 따라 금속간 화합물층의 평균 두께 또한 증가하는 것을 알 수 있다. 모든 실험 조건이 동일하다는 전제하에, 구리-니켈 치아조직층 상에서 성장한 금속간 화합물층의 두께가 구리 도금층 상에서 성장한 금속간 화합물층의 두께 보다 다소 얇은 것을 알 수 있다.

[0075] 도 11은 125℃에서 고상 시효 처리한 후, Cu-Ni 치아조직층 또는 Cu층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 절단면을 SEM으로 촬영한 사진이다.

[0076] 도 11의 (a)에 도시된 바와 같이, 직류 전해 도금으로 제조된 순수한 구리층상에서 240시간 동안 고상 시효 처리된 후에 생성된 금속간 화합물층은 전형적인 조가비(scallop) 형상을 나타내고 있다. 더욱이, 주석과 구리의 상호 확산속도 차이의 결과로 생성되는 커넨달 보이드 역시 10일(240시간) 동안의 시효 처리 후에 금속간 화합물층의 하부 영역인 Cu₃Sn층 내에서 관찰되었다.

[0077] 반면, 리플로우 공정 직후에 관찰된 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더볼의 계면에서 성장한 금속간 화합물층은 바늘 형태를 나타내었는데, 도 11의 (b)에 도시된 바와 같이, 이러한 형상은 480시간의 고상 시효 처리가 진행될 때까지 명백히 관찰되었다. 그리고, 도 11의 (c)에 도시된 바와 같이, 시효 시간이 720시간에 근접했을 때, 금속간 화합물층의 표면 형태는 매끄러운 형태가 되는 것을 알 수 있다.

[0078] 또한, 도 11의 (c)에 도시된 바와 같이, 720시간의 시효 처리 후에도 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0 Ag-0.5 Cu 솔

더의 계면에서는 커켄달 보이드가 관찰되지 않았다는 것은 가장 놀라운 발견이었다. 이에 반해, 상기 언급한 것처럼 순수한 구리층의 경우에는 240 시간의 시효 처리 후에도 커켄달 보이드가 형성되었다.

- [0079] 한편, 구리-니켈 치아조직층에서의 커켄달 보이드의 형성 억제 메커니즘을 설명하기 위해, 고상 시효 처리 시간에 따라 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더 간 계면에서의 절단면에 대한 EPMA 맵핑(mapping) 테스트를 수행하였다.
- [0080] 이때, 도 12는 125℃에서 480시간 동안 시효 처리한 후, Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 절단면의 EPMA 맵 사진을 나타낸 것이다.
- [0081] 도 12에 도시된 바와 같이, 구리-니켈 치아조직층에서 구리와 니켈 원소들의 분포는 도 6에서 관찰된 미세조직들과 비교해 볼 때, 비교적 균일한 상태로 바뀐 것을 알 수 있다. 이것은 시효 처리 동안 확산에 의해 평형(equilibrium) 고용체(solid-solution) 상으로 전이되고 있음을 의미한다.
- [0082] 그리고, 금속간 화합층에서의 주석, 구리 및 니켈 원소의 분포가 측정되었는데, 이때 금속간 화합층 내에서 구리 및 니켈의 분포는 매우 균일한 것이 관찰되었다.
- [0083] 그러나, 금속간 화합층에서 측정된 구리 분포의 두께는 니켈 분포 두께에 비하여 다소 더 두꺼운 것이 관찰되었으며, 금속간 화합물층에서 주석의 농도는 금속간 화합층의 바닥 지점쪽으로 갈수록 다소 감소하는 경향을 확인하였다. 이러한 결과는 금속간 화합층의 상부쪽은 구리 기반의 금속간 화합물로, 금속간 화합층의 하부쪽은 니켈 기반의 금속간 화합물로 전이되고 있음을 의미한다.
- [0084] 또한, 도 13은 125℃에서 720시간 동안 에이징 처리한 후, Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 절단면의 EPMA 맵 사진을 나타낸 것이다.
- [0085] 도 13에 도시된 바와 같이, 구리-니켈 치아조직층은 더 균일하게 혼합된 고용체 상을 나타내었으며, 금속간 화합층에서 측정된 구리 분포의 두께는 니켈 분포 두께에 비해 명백히 더 두껍다는 것을 확인하였다. 또한, 금속간 화합물층에서의 주석의 농도는 구리-니켈 치아조직층의 방향을 따라 여전히 감소하는 것을 알 수 있다. 이러한 결과는 금속간 화합층의 상부쪽은 구리 기반의 금속간 화합물로, 금속간 화합층의 하부쪽은 니켈 기반의 금속간 화합물로 충분히 전이되었음을 의미한다.
- [0086] 한편, 도 14는 일반적인 Cu층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더 간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 고상 시효 처리 전과 후의 계면 반응을 도식화하여 나타낸 도면이고, 도 15는 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더간의 계면에서 성장된 금속간 화합물층에 대한 고상 시효 처리 전과 후의 계면 반응을 도식화하여 나타낸 도면이다.
- [0087] 도 15에 도시된 바와 같이, 상부 솔더 방향으로 니켈에 비해 구리의 확산속도가 더 빠른 데 기인하여 고상 시효 처리 동안 금속간 화합물층의 하부 영역은 니켈을 다량으로 함유하는 금속간 화합물층으로 변화하고 금속간 화합물층의 상부 영역은 상대적으로 구리를 많이 함유하는 금속간 화합물로 점진적으로 변화하는 것을 알 수 있다.
- [0088] 이 결과, 고상 시효 처리 시간이 장기화됨에 따라, 금속간 화합물층의 상부 영역은 $(Cu_x, Ni_{1-x})_6Sn_5$ 상으로 전이되고, 하부 영역은 $(Ni_y, Cu_{1-y})_3Sn_4$ 상으로 전이되게 된다.
- [0089] 반면, 도 14에 도시된 바와 같이, 통상의 Cu층에서의 고상 시효 동안에는 주석 기반의 솔더 성분 중 주석의 Cu층으로의 확산속도보다 Cu층의 Cu가 솔더로 확산되는 속도가 더 빠르기 때문에 결국 솔더와 Cu층 사이에 형성되는 Cu_6Sn_5 층과 Cu_3Sn 층 중 구리층의 계면과 인접한 Cu_3Sn 층 내에서 커켄달 보이드를 생성시킨다.
- [0090] 도 15를 다시 참조하면, 구리에 비해 더 낮은 확산속도를 갖는 니켈 원자들은 리플로우 직후 형성된 Cu-Ni-Sn 금속간 화합물층의 바닥 영역, 즉 시효 처리 동안 Cu-Ni 치아조직층과 Sn-3.0wt% Ag-0.5wt% Cu 솔더의 계면에 존재하는 Cu-Ni-Sn 금속간 화합물층 중 구리-니켈 치아조직층과 인접한 영역부에서 존재할 가능성이 높다. 따라

서 이러한 원인은 커켄달 보이드의 생성을 억제하는 중요한 이유로 간주될 수 있다. 요컨대 상기 현상의 결과로 시효 후 Cu-Ni-Sn 금속간 화합물층의 바닥 영역에서 관찰된 금속간 화합물은 Ni 및 Sn 기반의 금속간 화합물 상, 즉 $(Ni, Cu)_3Sn_4$ 의 조성으로 존재하게 된다.

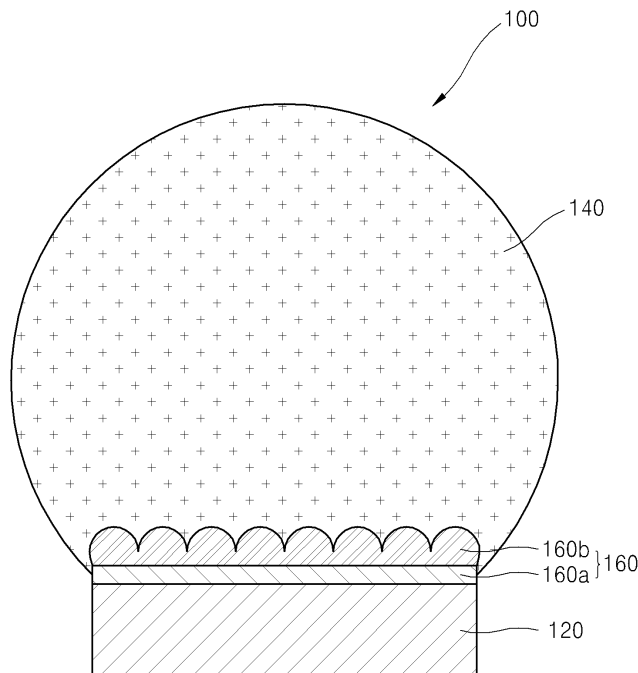
- [0091] Ni 및 Sn 기반의 상을 갖는 금속간 화합물 상은 Cu 및 Sn 기반의 상을 갖는 금속간 화합물 상에 비하여 그 생성 시 볼륨 수축 현상이 더 적기 때문에, 외부 충격에 기인한 솔더 조인트부에서의 표면 깨짐 불량을 감소시킬 수 있다.
- [0092] 따라서, Cu-Ni 치아조직층으로 만들어진 패드를 사용한 솔더 접합부는 기존의 Cu 패드로 이루어진 솔더 접합부에 비하여 낙하, 충격 및 진동에 의한 신뢰성에 보다 우수한 특성을 나타낼 수 있다.
- [0093] 이상에서는 본 발명의 실시예를 중심으로 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 기술자의 수준에서 다양한 변경이나 변형을 가할 수 있다. 이러한 변경과 변형은 본 발명이 제공하는 기술 사상의 범위를 벗어나지 않는 한 본 발명에 속한다고 할 수 있다. 따라서 본 발명의 권리범위는 이하에 기재되는 청구 범위에 의해 판단되어야 할 것이다.

부호의 설명

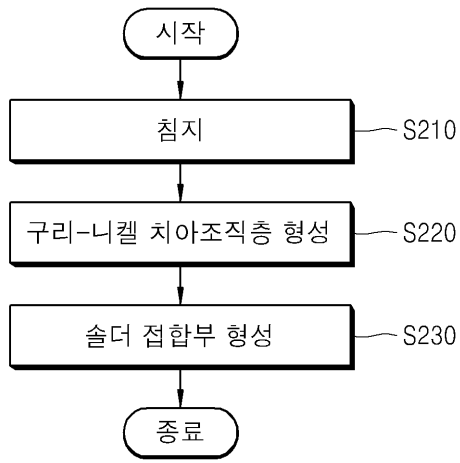
- [0094] 100 : 솔더 접합 구조 120 : 구리-니켈 치아조직층
- 140 : 솔더볼 160 : 금속간 화합물층
- 160a : 금속간 화합물층의 제1층 160b : 금속간 화합물층의 제2층
- S210 : 침지 단계
- S220 : 구리-니켈 치아조직층 형성 단계
- S230 : 솔더 접합부 형성 단계

도면

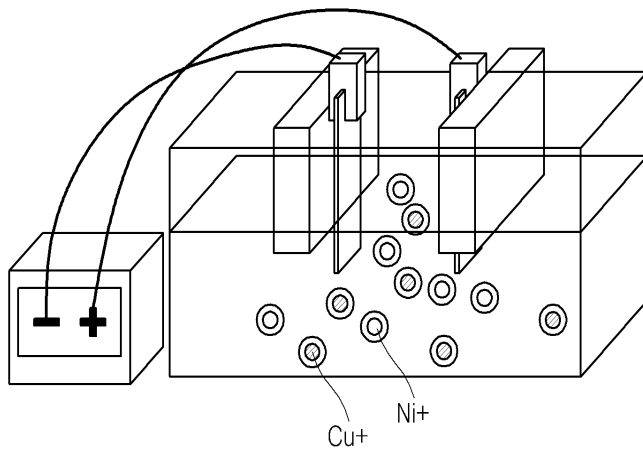
도면1



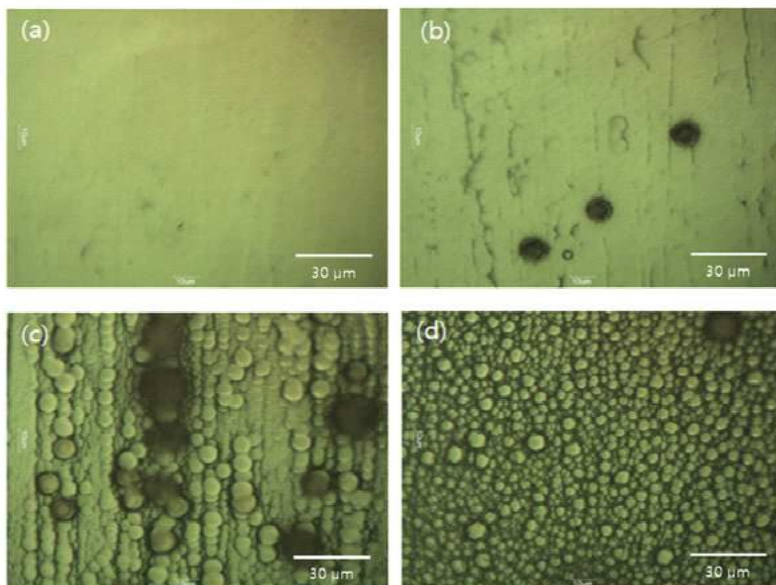
도면2



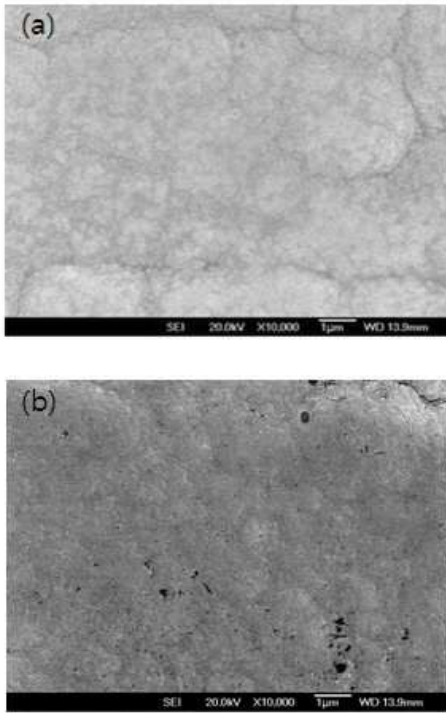
도면3



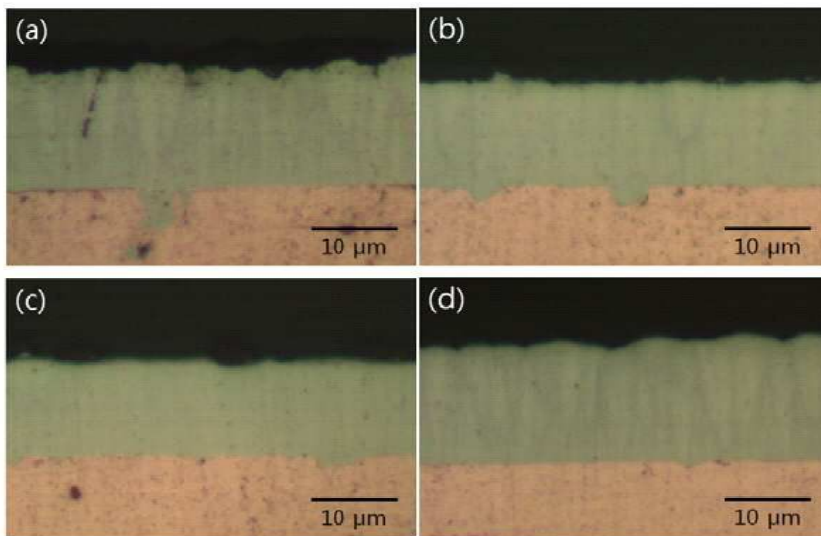
도면4



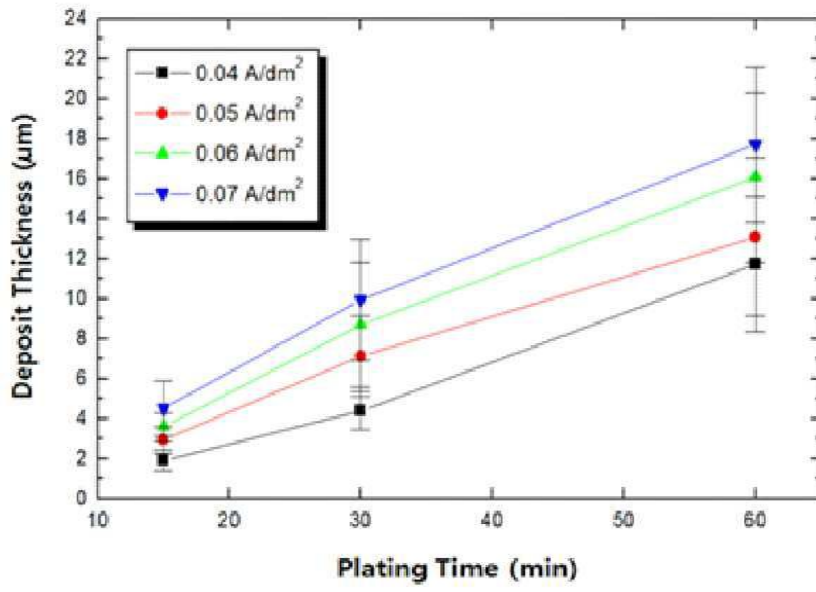
도면5



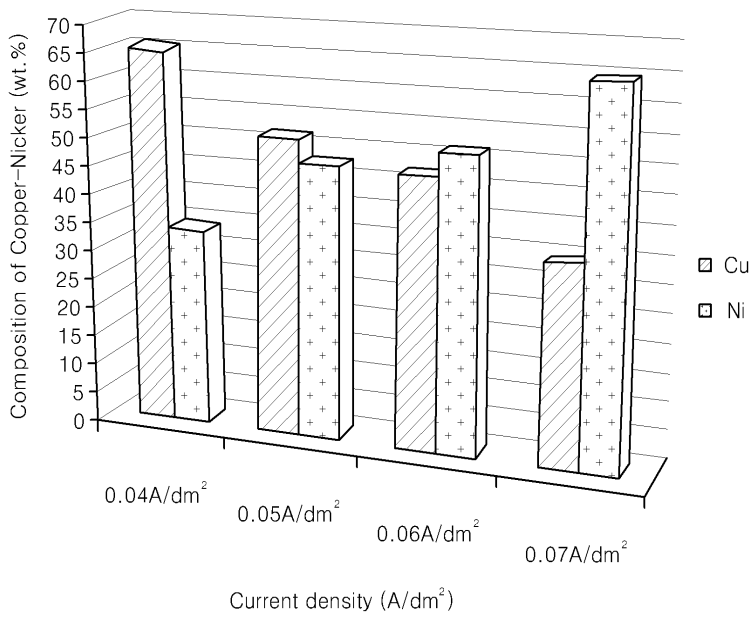
도면6



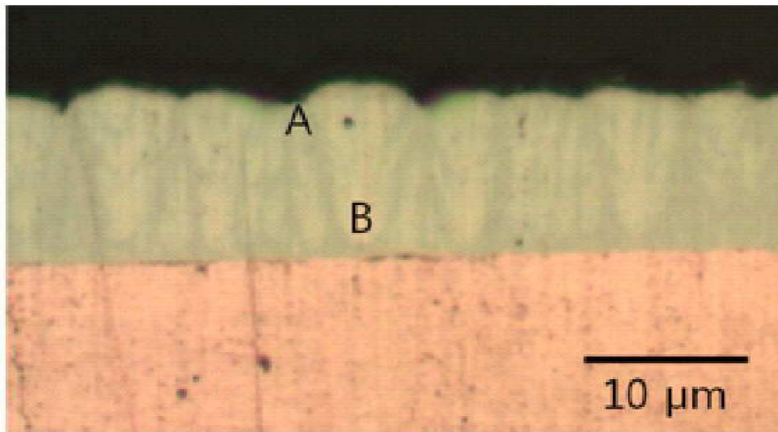
도면7



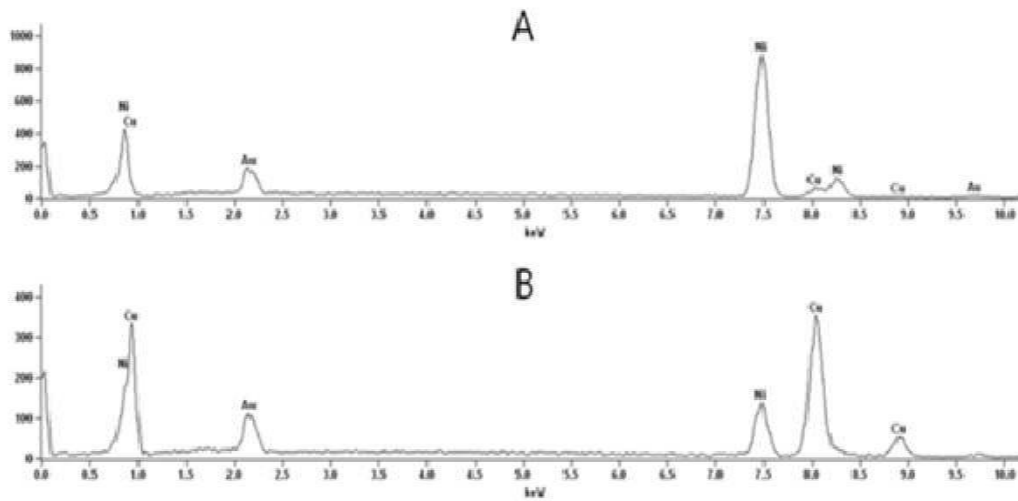
도면8



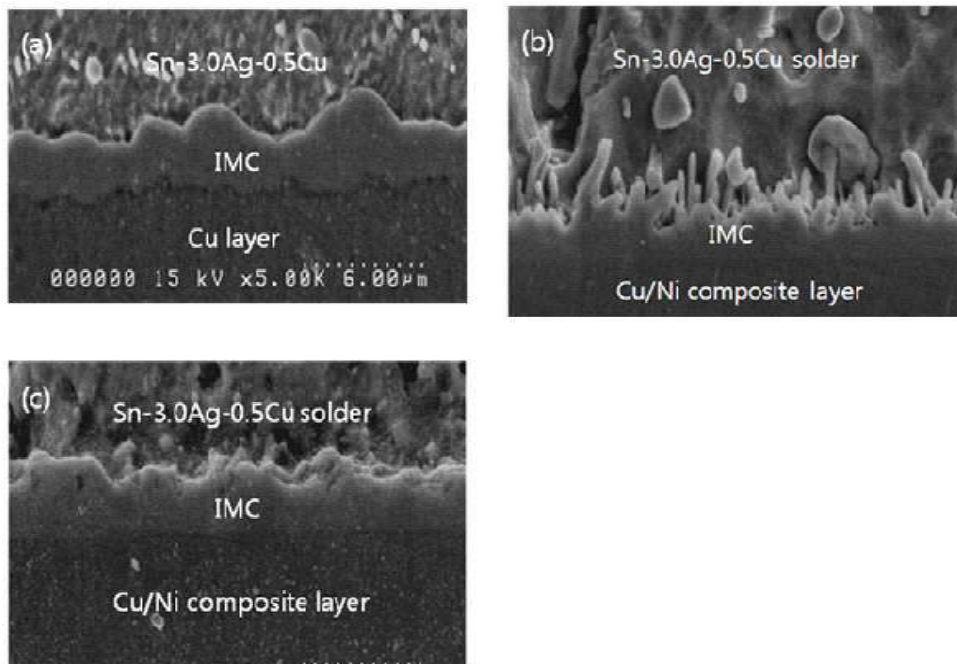
도면9



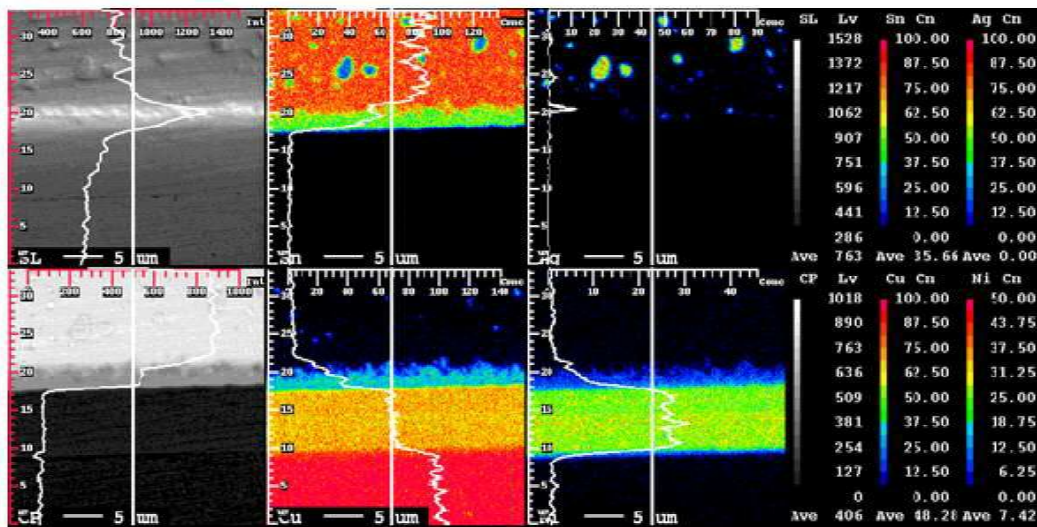
도면10



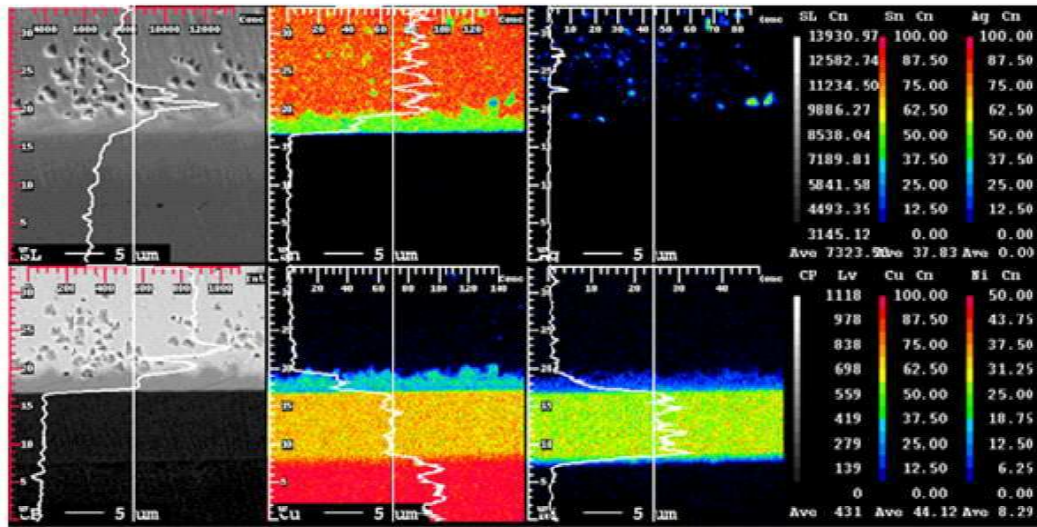
도면11



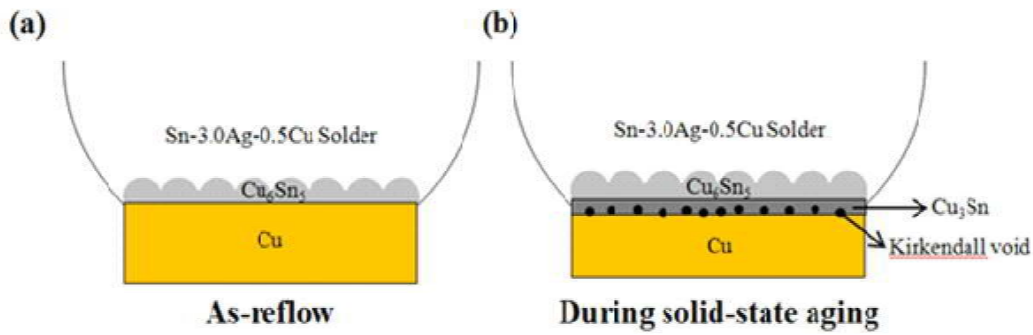
도면12



도면13



도면14



도면15

