

## 平板状構造を有するエレクトロニクス実装基板の マイクロ接合部における X 線不完全 CT による画質向上の研究

### Quality improvement on X-ray micro-CT images obtained by incomplete projection data of microjoints on electronic packaging with planer structure

岡本佳之<sup>\*1</sup>, 高柳 毅<sup>\*1</sup>, 釣谷浩之<sup>\*2</sup>, 佐山利彦<sup>\*2</sup>, 上杉健太郎<sup>\*3</sup>, 森孝男<sup>\*4</sup>  
Yoshiyuki Okamoto<sup>\*1</sup>, Takeshi Takayanagi<sup>\*1</sup>, Hiroyuki Tsuritani<sup>\*2</sup>, Toshihiko Sayama<sup>\*2</sup>,  
Kentaro Uesugi<sup>\*3</sup>, Takao Mori<sup>\*4</sup>

<sup>\*1</sup> コーセル株式会社, <sup>\*2</sup> 富山県工業技術センター, <sup>\*3</sup> 高輝度光科学研究センター, <sup>\*4</sup> 富山県立大学

<sup>\*1</sup>Cosel Co., Ltd., <sup>\*2</sup>Toyama Industrial Technology Center, <sup>\*3</sup>SPRING-8/JASRI,

<sup>\*4</sup>Toyama Prefectural University

#### 1. はじめに

電子基板のマイクロ接合部においては、疲労損傷が、電子基板の信頼性に大きな影響を与える因子である。したがって、電子機器の信頼性向上および実装の高度化による新しい電子機器の開発のため、微細な欠陥や損傷を非破壊で検出、評価する技術を開発することが、エレクトロニクス関連産業においては急務となっている。これまで、我々の研究グループでは、LSI (Large Scale Integrated circuit) がフリップチップ (FC, Flip Chip) 実装された電子基板を対象とし、そのマイクロはんだ接合部の熱疲労による損傷 (微細組織の変化や疲労き裂) を、放射光を光源とする X 線マイクロ CT 装置 (以下、SP- $\mu$ CT) <sup>(1)</sup> を用いて評価する研究を行い、評価技術の実用可能性を高めてきた <sup>(2)</sup>。しかし、完全な透過画像データから CT 画像を再構成するためには、検査対象の大きさや形状に制約があり、単一の接合体や電子基板の一部を切断した試験体を観察せざるを得なかった。一方、エレクトロニクス関連産業におけるニーズは、平板状構造を有す

る実装基板におけるマイクロ接合部の完全な非破壊検査である。

そこで、本研究では、電子基板の形状的な特徴 (面積は広いが薄い) を考慮し、不完全な透過画像データから CT 画像を再構成するために、投影方法や再構成方法を検討した。すなわち、電子基板を加工することなく、SP- $\mu$ CT を用いて完全な非破壊で観察し、実用に耐えうるよう CT 画像の画質向上を図った。

#### 2. X 線マイクロ CT 装置の構成と特徴

SP- $\mu$ CT では、アンジュレータからの放射光を、Si の二結晶分光器により単色化した X 線を試料に照射する。この X 線は、擬似的に平行光と見なせるほど高い指向性を有しており、高分解能の 3 次元画像を再構成することが可能である。また、単色光化により、その X 線エネルギーに対する X 線線吸収係数 (LAC, Linear Attenuation Coefficient) の 3 次元分布を定量的に評価することが可能である。さらに、この X 線のコヒーレントな特性を利用し、フレネル回折によってエ

ッジを強調表示させることも可能である。

SP- $\mu$ CT 本体は、精密回転ステージ、および X 線検出装置によって構成される。X 線検出装置（浜松ホトニクス社製 AA50 および C4880-41S）は、試験体を透過した X 線を蛍光板で可視光に変換し、顕微鏡用対物レンズによって拡大した後、CCD カメラで撮影するものである。

しかし、現実的に、 $1\mu\text{m}$  程度の高い分解能を実現するためには、試験体を X 線検出装置に可能な限り近づける必要がある。また、大きな電子基板を回転させる場合、X 線が基板の長手方向には透過しにくい。したがって、試験体を小さな寸法に加工せざるを得ない場合が多い。

### 3. 試験方法

観察用の試験体は、Si チップと FR-4 基板が、マイクロはんだボール(Sn-37wt%Pb 共晶、以下、共晶はんだ)によって、フリップチップ接合された構造である。直径約  $150\mu\text{m}$  のはんだボールが、約  $250\mu\text{m}$  間隔で千鳥に配列されている。また、試験体の外形寸法は、長さ  $35\text{mm}$ ×幅  $35\text{mm}$ ×厚さ  $1.0\text{mm}$  である。

SP- $\mu$ CT を用い、はんだボール内の微細組織の観察を試みた。試験体と X 線検出装置とが干渉しないように、 $20\text{mm}$  程度の距離をおいて試験体を回転ステージに固定した。したがって、得られる CT 画像は、ややエッジを強調した画像となる。この試験体を  $180^\circ$  回転させて  $900\sim 3600$  枚の透過画像を撮影した。透過画像一枚あたりの X 線の露光時間は  $0.3\text{ sec}$  である。また、透過画像の撮影領域は、 $1000\mu\text{m}\times 656\mu\text{m}$  とした。透過画像から CT 画像の再構成には、畳み込み逆投影法 (Convolution back-projection method) を用いた。CT 画像においては、LAC 値の分布を表示することで、Pb リッチ相および Sn リッチ相の形状を可視化することができる。なお、X 線エネルギーとして、Sn の K 吸収端よりもやや低い  $29.0\text{keV}$  を選択した。

### 4. 不完全 CT によって得られる画像の画質向上

Fig. 1 は、再構成したいくつかの CT 画像の例を示す。画像 (a) は、 $180^\circ$  回転のすべての透過画像をそのまま用いて、再構成を行ったものである。試験体を回転させると、X 線ビームと基板の長手方向とが平行に近くなる回転角の範囲においては、X 線が基板の長手方向には透過しにくいので、透過画像の S/N 比が非常に小さくなる。このため、CT 画像には、斜め方向の直線的な強いアーティファクトが発生し、はんだボール内の微細組織をうまく判別できない画質となった。

この問題を解決し、画質を向上させるために、いくつかの手法を検討した。まず、十分に X 線が透過していない約  $20^\circ$  の回転角に対応する透過画像を用いずに、CT 画像の再構成を行った。画像 (b) は、この CT 画像を示す。アーティファクトは大幅に低減され、はんだボール内における Sn リッチ相、Pb リッチ相の各相が判別可能なまで画質が改善された。また、十分に X 線が透過していない領域に対して、フーリエ変換による周波数空間上で強度を徐々に減少させるフィルタリングを実施した。画像 (c) は、この CT 画像を示す。十分とはいえませんが、斜め方向のアーティファクトは、組織観察に大きな影響を与えないレベルまで低減された。

次に、十分に X 線が透過していない領域での情報量不足を補うため、全投影数を増やして CT 画像の画質を改善することを試みた。Fig.2 は、全投影数を  $900$  から  $3600$  の範囲で変えたときの CT 画像の比較を示す。全投影数を増やすことにより、微細組織が明確になり、また斜め方向のアーティファクトも低減する効果があった。

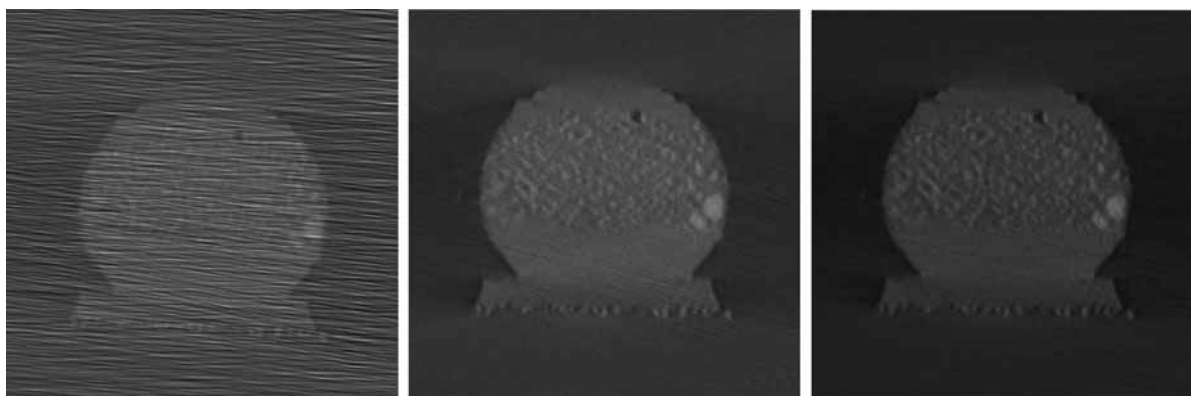
### 5. まとめ

放射光光源を利用した X 線マイクロ CT 装置 (SP- $\mu$ CT) を用いて、電子基板 (フリップチップはんだ接合構造体のはんだ接合部) を、非破壊で観察した。電子基板の形状的な特徴 (面積

は広いが薄い) を考慮し、不完全な透過画像データから組織観察を行うために十分な画質のCT画像を再構成することが可能となった。今後、実際の電子基板構造の観察に対して、SP- $\mu$ CTを適用することが期待される。

参考文献

- 1) Uesugi, K. *et al.*, *Nucl. Instr. Method., Sec. A*, Vol. 467-468 (2001), 853-856.
- 2) Tsuritani, H. *et al.*, *Proc. of InterPACK'07*, ASME, New York (2007), IPACK2007-33170

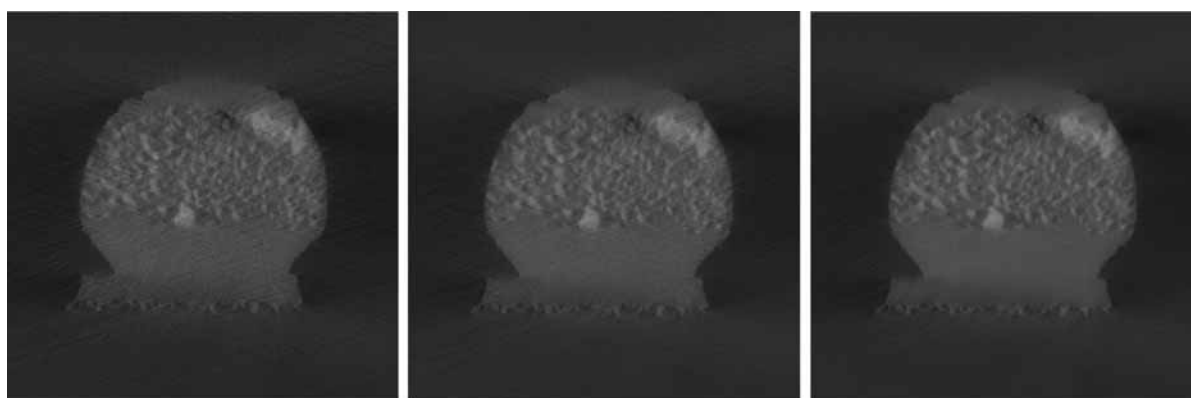


(a) CT image using all projection data

(b) CT image excluding imperfect projection data

(c) CT image filtered in Fourier space

Fig.1 Quality improvement of CT images reconstructed using imperfect projection data



(a) 900 projections

(b) 1800 projections

(c) 3600 projections

Fig.2 CT images reconstructed using various set of projections with different angular increments