

フォトンカウンティング型パノラマエックス線撮影装置を利用した

歯科用金属のスペクトル解析

木村 直人

明海大学大学院歯学研究科歯学専攻

(指導：奥村 泰彦教授)

The Spectrum Analysis of Dental Metal Materials

Using Photon Counting Panoramic Radiology

Naoto KIMURA

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor: Prof. Yasuhiko OKUMURA)

歯甲 第 317 号 2016 年 3 月 11 日

要 旨： 近年開発された **Quantum Radiography** の技術をパノラマエックス線撮影法に応用することにより，エックス線のフォトン数による画像形成が可能となってきた．近年口腔内金属による生体アレルギーの問題もありメタルフリーの修復物の需要が高まってきている．我々は新しい診断方法の一助としてこの検出器を利用した歯科用金属の定性解析ができないかと考えた．

純金属と歯科用金属の撮影を行い，スペクトル解析ソフトを用い口腔内歯科用金属を同定するための定性的スペクトル解析を行えるかどうかを検討した．検討の指標として **Relative Attenuation Index (RAI**：未知物質を透過したエックス線のエネルギー分布に基づいた相対的な減衰量) と **Spectrum Deformation Index (SDI**：未知物質を透過したエックス線エネルギー変化量) の二つの指数を求め，以下結果が得られた．

1. 比重が軽い金属は **RAI** 値が大きく **SDI** 値が小さくなる傾向にあった．
2. 銅付加した場合，全体的に **RAI** 値が小さく **SDI** 値が大きくなる傾向にあった．
3. 銅付加した場合，金属同士の **RAI** 値および **SDI** 値の位置関係に明らかな変化は認められなかった．

フォトンカウンティング型パノラマエックス線装置を用いて 1mm 厚の単一金属および歯科用金属の解析を行ったところ定性的解析は可能であることが示唆された．

索引用語： フォトンカウンティング， パノラマエックス線撮影， 歯科用金属解析，

欄外表題： フォトンカウンティング金属スペクトル解析

Abstract : As for the panoramic radiography method, a technique of Quantum Radiography is developing. And it is possible to make image formation using the number of the X-ray photons. Recently years, there are the problem of allergy to body with the intraoral metal. And the demand for restoration thing of the metal-free increases. We thought whether analysis of the dental metals are possible as a help of a new diagnosis method using photon counting new detector.

Pure metals and Dental materials were used. And there was intended whether intraoral dental metal could analyze an identifiable quantitative spectrum with analysis software and tested them using two kinds of indexes.

Relative Attenuation Index (RAI) : Quantity of relative decrement

Spectrum Deformation Index (SDI) : Based on the X-ray energy distribution that penetrated an unknown material The X-rays energy amount of change that penetrated an unknown material

Using a photon counting type panoramic X-rays device, the results were as follows:

1. The metal that is light specific gravity became a large RAI and a small SDI.
2. RAI became small and SDI became large generally, when copper used.
3. The clear change was not accepted by position relations of RAI and SDI between the metals, when copper used.

Key words : photon counting, panoramic radiology, dental material

緒 言

歯科におけるパノラマエックス線撮影法のアルゴリズムは 1930 年代に開発され現在に至っている^{1,2)}。1990 年代になると従来のフィルムによる撮像がデジタルセンサーの時代となり新しい撮影法が主流となってきた。デジタル化によってエックス線検出器もフィルムから画像センサーとしてイメージングプレート(IP)を用いたコンピューテッドラジオグラフィ(CR)システム³⁾と半導体検出器を用いたデジタルシステム⁴⁾が使用されている。これらの検出器は物体を透過してきたエックス線のエネルギーを蛍光物質あるいはトランジスタにより電気信号に変換し画像のコントラストを形成するシステムである。近年、カドニウムテルル(CdTe)を使用した検出器⁵⁾が新たに開発され、エックス線の光子数を電子データに直接変換することにより画像形成が可能となった。CdTe を使用した検出器の特徴は高感度であり、ライン状に配列した素子によりパノラマエックス線装置に光子カウンティング型センサーとして応用することが可能となった。このセンサーを使用したパノラマエックス線画像を形成するシステムを **Quantum Radiography (QR)** という。QR と従来のシステムの違いは光子カウンティング型センサーに変換することでトモシンセシス技術⁶⁾の応用により多層断層フォーカス撮影が可能となった点である⁷⁻¹²⁾。このため低線量でありながらより鮮明で精密なエックス線画像の取得が可能である。また光子カウンティング型検出器は、エックス線をエネルギー領域に分けて光子数を計測することも可能となる^{12,13)}。この検出法を利用することにより、物質を通過したエックス線を設定したエネルギー領域で計測を行うことができることから、今後パノラマエック

ス線アルゴリズムにより、新たに骨密度測定や歯科用金属の原子組成を推定することが可能になるものと考えられる。

近年、口腔内に装着した金属修復物による金属アレルギー疾患の誘因もありメタルフリー修復法が増加しつつある¹⁵⁾。非侵襲的に除去・試料採取することなく検査可能になるため、我々はこの新しい撮像方法を応用して歯科用金属の定性的な解析が可能であるかを得られたデータをスペクトル解析することで検討した。

歯科用金属が原因と考えられる金属アレルギーでは扁平蕁苔・皮膚炎・湿疹など、口腔内だけでなく全身にまで多岐にわたる症状が現れる。特にニッケル(Ni)、クロム(Cr)、コバルト(Co)、水銀(Hg) はアレルギー発症の頻度が高い^{16,17)}といわれており、このような金属が混在した合金なども解析を行うことは重要である。CdTe 検出器を応用した撮影方法を用いれば、金属アレルギーの原因となりうる歯科用金属の組成分析が可能になると考えられる。

材料と方法

1. 材料

各種金属を使用しそれぞれが画像解析により同定可能であるか評価を行った。使用した金属を以下に示す。

1) 単一金属（組成 99%以上）：9 種類(10mm×10mm×1mm)

使用した金属は、いずれも純度 99%以上の単一金属で、金属の板の大きさは 10mm×10mm×1mm であった。用いた金属の純度はおよび密度は **Table 1** の通りである。

2) 歯科用金属：9 種類(10mm×10mm×1mm)

使用した金属は、いずれも国内で認可を受けている歯科用金属で、金属の板の大きさは 10mm×10mm×1mm であった。用いた金属の純度はおよび密度は **Table 2** の通りである。

3) 人体付加用銅板(2mm 厚)：人体組織当量として金属板を使用した。

銅板はエックス線発生装置管球面スリット面に貼布した。

2. 撮影装置および撮影条件

撮影に使用したパノラマエックス線撮影装置および条件を以下に示す。

1) 装置：デジタル式歯科用パノラマエックス線診断装置 QRmaster-P (テレシステムズ / 大阪, Fig 1)

2) 撮影条件 (Table 3)

(1) エックス線管電圧： 80keV

(2) エックス線管電流： 4 mA

(3) 付加フィルター： 2.5 mmAl

(4) 撮影時間： 10 sec

(5) 焦点サイズ： 0.5mm×0.5mm

(6) 高電圧発生整流方式： 直流インバーター方式

3. 解析方法

フォトンカウンティング法により得られたデータから金属の同定に以下の解析法を用いた.

1) Relative Attenuation Index (RAI) 解析

生体頭部と等価の硬組織試料(タフボーン)で校正を行い, 未知物質を透過したエックス線のエネルギー分布に基づいた相対的な減衰量の和を意味する指数となる(Y 軸).

2) Spectrum Deformation Index (SDI) 解析

この装置には検出器ごとにエネルギー検出感度の違う 3 つの領域が存在し, 各検出器に対しての減衰量の比率で求められ, 未知物質を透過したエックス線エネルギー変化量を表す指数となる(X 軸).

以下にそれぞれ指数の計算式を以下に示す.

$$\text{RAI} = (\text{W1} + \text{W2} + \text{W3}) / (\text{U1} + \text{U2} + \text{U3}) : \text{Y 軸}$$

$$\text{SDI} = (\text{W3}/\text{U3}) / (\text{W1}/\text{U1}) \text{ or } (\text{W3}/\text{U3}) / (\text{W2}/\text{U2}) : \text{X 軸}$$

W をパノラマ画素値, U をアルミデータ画素値とする.

この装置では 3 つの異なるエネルギー領域の検出器を搭載しておりそれぞれエネルギーの異なる領域の情報を検出することができる(**Fig 2**). それぞれエネルギーの検出領域の違いにより低い順から, W1 および U1 の領域は 25~38keV, W2 および U2 の領域は 38~55keV, W3 および U3 の領域は 55~80keV である(**Table 4**). SDI のスペクトル解析では最も分別の特徴が判別可能な $(\text{W3}/\text{U3}) / (\text{W1}/\text{U1})$ の計算式を用いて解析を行った.

今回の実験で使用した CdTe 検出器は, アルミニウムを用いて感度を一定化する作業を行う. 従って, アルミニウムが他の金属の RAI 値及び SDI 値を求める基本材料となり, 本実験で用いた 2 つの計算式が導かれる.

同様に未知物質を透過したエネルギー領域のフォトン数によりパノラマ画素値(W)が決定する. それぞれのエネルギー領域において通過してきたフォトン数により材料(組成)が異なっているため材料の特定につなげることが可能なる.

RAI 値(Y 軸)のスペクトル解析では 3 つ全てのエネルギー領域のフォトン数を使用する. SDI 値(X 軸)のスペクトル解析ではこの 3 つ領域のうち 2 つのエネルギー領域を用いその比率で求められるが今回のスペクトル解析では最も特徴が生じる $\text{W3}/\text{W1}$ の計算式を用いて解析を行った.

単一材料を撮影し, その後解析ソフトを使用して 10mm×10mm で Region of

Interest(ROI)を設定し解析を行うことにより一つ一つのフォトンに住所があたえられコロニーを形成する(**Fig 3**). 同一材料の場合ほぼ同じ領域に分布することがわかる.

今回の実験では各金属のフォトンが分布するコロニーの重点を用い解析を行った. 一例として1mm から10mm 厚のアルミステップの解析グラフを示す. ROIの上から順に1mm, 一番下は10mm 厚のアルミニウムになり, それぞれの厚みに対してROIの設定(**Fig 4**)を行い, その後スペクトル解析を行うと**Fig 5**のようになる. グラフの左上から順に1mm 厚で, 厚みが増加するとともに右下に変移がしていくのが確認できる. このように厚みや密度の違いにより金属などの材料をグラフ上で可視化することが可能となる.

本装置は3つの検出器を搭載しておりエックス線エネルギーを3つのバンド帯で検出し実験を行った.

4. 実験項目

本研究は以下の4項目について解析を行った.

1) 単一金属のフォトンカウンティング解析

(1) 付加なしによる解析

(2) 人体相当付加(2mm 厚銅板)による解析

2) 歯科用金属のフォトンカウンティング解析

(1) 付加なしによる解析

(2) 人体相当付加(2mm 厚銅板) による解析

実験に先立ちコントロール画像となるエアキャリブレーションデータの取得を行った。その後各金属を縦一列に正中部に拡大が上下左右均一になるところにそれぞれ配置し(**Fig 6**) 単一金属及び歯科用金属をそれぞれ人体相当付加あり・なしと 5 回ずつ撮影を行い画像を取得した。取得した画像は解析ソフト QRMC(テレシステムズ, 大阪) を用いてデータ解析を行い, その後金属ごとに ROI を抽出しコロニーの分布を作成しコロニーごとの重点の座標計測を行った。

結 果

1. 単一金属のフォトンカウンティング解析

1) 銅板付加無しの結果 (Table 5, Fig 7).

RAI 値は高い順に Al : 2.198 ± 0.011 , Ti : 1.622 ± 0.004 , Cr : 1.327 ± 0.003 , Co : 0.533 ± 0.003 , Zn : 0.462 ± 0.006 , Ni : 0.369 ± 0.002 , Cu : 0.321 ± 0.007 , Ag : -3.221 ± 0.007 , Pd : -3.419 ± 0.011 であった.

SDI 値は高い順に Ag : 0.064 ± 0.020 , Cu : -0.027 ± 0.019 , Zn : -0.044 ± 0.024 , Co : -0.056 ± 0.015 , Ni : -0.065 ± 0.012 , Pd : -0.111 ± 0.011 , Cr : -0.522 ± 0.012 , Ti : -0.711 ± 0.013 , Al : -1.051 ± 0.023 であった.

アルミ(Al), チタン(Ti), クロム(Cr)などはグラフの位置付けとしては左上, つまり RAI 値が大きく SDI 値が小さくなる傾向になった.
また銀(Ag)やパラジウム(Pd)はグラフの位置付けとしては右下, つまり RAI 値が小さく SDI 値が大きくなる傾向になった.

2) 銅板付加した場合の結果 (Table 6, Fig 8).

RAI 値は高い順に Al : -1.078 ± 0.004 , Ti : -1.362 ± 0.003 , Cr : -1.524 ± 0.004 , Co : -2.064 ± 0.004 , Zn : -2.110 ± 0.005 , Cu : -2.175 ± 0.005 , Ni : -2.186 ± 0.004 , Ag : -5.381 ± 0.009 , Pd : -5.666 ± 0.007 であった.

SDI 値は高い順に Cu : 0.450 ± 0.029 , Co : 0.391 ± 0.019 , Zn : 0.386 ± 0.031 , Ni : 0.346 ± 0.020 , Ag : 0.281 ± 0.027 , Ti : 0.268 ± 0.027 , Al : 0.259 ± 0.030 , Cr :

0. 247±0. 025, Pd : 0. 219±0. 031

全体的に右下, つまり RAI 値が小さく SDI 値が大きくなる傾向になった.

しかし金属同士の位置関係は銅付加なし時と比較しても大きく変化はしなかった.
アルミ(Al), チタン(Ti), クロム(Cr) などはグラフの位置付けとしては他の金属と比較して RAI 値が大きくなる傾向になった.

また銀(Ag) パラジウム(Pd) はグラフの位置付けとしても同様に他の金属と比較して RAI 値が小さくなる傾向になった.

2. 歯科用金属のフォトンカウンティング解析

1) 銅板付加無しの結果 (Table 7, Fig 9).

RAI 値は高い順に CoCr : 0. 628±0. 010, 12% palladium : -2. 812±0. 002, Silver : -2. 959±0. 007, 14k gold : -3. 024±0. 006, 18k gold : -3. 564±0. 009, Semi precious : -3. 829±0. 014, PGA : -3. 873±0. 015, 20k gold : -3. 951±0. 008, Precious : -4. 493±0. 033 であった.

SDI 値は高い順に 14k gold : 0. 351±0. 015, Silver : 0. 264±0. 038, 12% palladium : 0. 242±0. 009, 18k gold : 0. 216±0. 014, PGA : 0. 089±0. 024, 20k gold : 0. 062±0. 014, CoCr : -0. 140±0. 010, Semi precious : -0. 154±0. 023, Precious : -0. 345±0. 039 であった.

コバルトクロム(CoCr) はグラフの位置付けとしては左上, つまり RAI 値が大きく SDI 値が小さくなる傾向になった.

その他の金属に関してはグラフの位置付けとしては右下, つまり RAI 値が小さくなったが SDI 値に関しては大小ばらつきが認められた.

2) 銅板付加した場合の結果 (Table 8, Fig 10)

RAI 値は高い順に CoCr : -2.034 ± 0.011 , 12% palladium : -4.882 ± 0.005 , Silver : -5.056 ± 0.009 , 14k gold : -5.101 ± 0.006 , 18k gold : -5.644 ± 0.014 , Semi precious : -6.029 ± 0.006 , 20k gold : -6.085 ± 0.013 , Precious : -6.833 ± 0.015 であった.

SDI 値は高い順に Silver : 0.493 ± 0.016 , 14k gold : 0.468 ± 0.016 , 12% palladium : 0.367 ± 0.010 , CoCr : 0.361 ± 0.012 , 18k gold : 0.317 ± 0.023 , PGA : 0.231 ± 0.042 , 20k gold : 0.194 ± 0.026 , Semi precious : 0.126 ± 0.014 , Precious : -0.406 ± 0.044 であった.

プレシヤスを除き全体的に右下, つまり RAI 値が小さく SDI 値が大きくなる傾向になった.

また, 金属同士の位置関係は銅付加なし時と比較しても大きく変化はしなかった.

考 察

QR 技術はエックス線を粒子とみなし、粒子の数とエネルギーを微細画素単位で超高速に計測し画素化する画像形成法で、フィルム撮影したような階調再現性を有している。そして従来得られなかったエネルギー情報を利用した方法である¹⁸⁾。

この QR に使用されるフォトンカウンティング型の CdTe 検出器は従来型のエネルギー積分型の検出器と比較し、①シンチレーション光から電気信号への変換が不要、②アナログ-デジタル信号変更が不要となるため電氣的ノイズフロアの影響が少ない、③フォトンエネルギーの測定が可能であることからエネルギー分解能の向上、④複数(2 つ以上)のエネルギー帯にてデータの分離可能、⑤検出器ピクセルサイズの狭小化の可能性を有する、といった特徴が挙げられる^{19,20)}。Complementary Metal Oxide Semiconductor(CMOS)や Charge Coupled Device(CCD)に代表される従来の 2 次元検出器はエックス線を一旦可視光線に変換するシンチレーターを用いた検出器である。これらはエックス線エネルギーは可視光線に対して非常に大きいため、エックス線エネルギーとシンチレーターの発光量の関係は線形を示す。しかし、シンチレーターで一旦可視光線に変換するために光の伝達ロスが生じ、エネルギー分解能では測定が不可能である²¹⁾。一方、CdTe に代表される半導体検出器は直接エックス線光子を電荷に変換する機構のためエネルギー光子数の測定が可能である。したがって検出器のエネルギー分別が可能で各エネルギー領域の情報を利用することにより材料の同定が可能となってくる^{22,23)}。

実験の結果、単一金属での場合ではアルミニウム(Al)、チタン(Ti) およびクロム

(Cr) で RAI 値が大きくまた SDI 値が小さい値になった。これは、これらの金属の密度が低く一般的に軽い金属に分類されているからであろう。それに対してパラジウム (Pd) や銀 (Ag) は RAI 値が小さくなる傾向になりこれらの金属は密度が高く一般的に重い金属に分類される。その他の 4 種類の金属はほぼ同じ位置にあった。RAI 値の位置関係は同じ厚さを通過してきた場合密度に依存している傾向にあることがわかった。SDI 値に関しては密度との依存傾向にあるが使用したエネルギー領域の検出器のフォトン数にも依存するため金属ごとに違いが生じたと考えられる。

単一金属に人体相当付加(2mm 厚銅板)した場合を銅付加のない場合と比較すると全体的に RAI 値が低くなり SDI 値が高くなる傾向になった。また低い密度が金属は高い金属と比較し RAI 値が低くなり SDI 値が高くなる傾向はより著明であった。この原因は人体相当の付加は低い密度の金属に対してより強く影響を受けたためと考えられる。密度の高い金属の指標の変化量は低い密度の金属に比較して少ない傾向であり特に SDI 値では変化が著明であった。しかし銅付加を行ったとしても金属同士のグラフ上の位置関係は近接しており、グラフ上大きな位置変化は認められなかった。これは人体を想定した場合でも密度の度合いに限らず定性的な解析が可能だということが示唆されたと考えられる。しかし原子番号が小さく低い密度の金属は付加が強ければ強いほど指標の変化量が大きいため、より精度が高い解析が必要となる。

歯科用金属の場合では低い密度のコバルトクロム合金 (CoCr) が最も RAI 値が大きい値となり密度が最も高いメタルセラミック用貴金属 Type1 (Precious) が最も小さい値となった。単一金属同様密度が低いほど RAI 値が大きくなる傾向を示したが SDI 値は各金属の組成の状態が多様であるため分布が単一金属時よりも広がる傾向

にあった。また、人体相当付加時においては全体的に RAI 値が低下し、SDI 値はほとんどの合金で上昇が見られた。また位置関係もすべての合金において大きな変化は認められなかった。人体相当付加を行った場合でも 1mm 厚合金の分布位置がはっきりと分離できたことから、実際の臨床においても金属の同定は可能と推察される。しかし、今回は指数を用いた値で、尚且つ同じ歯科用金属でもメーカーによって組成が異なるため絶対値ではない。口腔内の金属の厚さは均一ではなく支台築造用の厚い金属やその上に被せる歯冠部用金属まで様々金属の組み合わせが想定される。また、個々の金属の組み合わせのデータだけではなく金属以外の歯牙・骨・軟組織のコロニーの分布図の状態が把握でき、さらにそれらのデータの位置関係を得ることで初めて金属の同定が可能となる。

今回の実験では 3 つのエネルギー領域に対する検出器を用いての解析であったが、さらに検出器の数を増やすことで、異なる座標の位置関係を得て、新たな解析方法の検討も可能となるであろう。

現在この検出器の情報採取スピードは 300 frames per second(fps)と高解像度の検出器であるが、さらに 900 fps までのスピードでデータ取得の可能な検出器も存在する²⁴⁾。フォトンカウンティングの技術が進歩すれば今回実験で使用した低い密度の金属の解析がより明確になることが期待される。

本実験では 3 つの検出器を利用し新たな指数を用いて解析をおこなったが、内田ら²⁵⁾の報告では金属のエックス線減弱係数を用い、尾川ら²⁶⁾は管電圧の変化によって決まる臓器等価物質の CT 値を基準として指数を算出し同定を行うなど、フォトンカウンティングの技術を利用した様々な物質や臓器の同定方法が考案されており、今後

の更なる発展が期待される。

今回、1mm厚の単一金属および歯科用合金の定性的解析は有効なことが示唆された。実際に生体を想定した際は、エックス線の線質の変化によってその解析はより難易度が高く、同時に厚みによる変化や画像上支台築造用材料と歯冠部金属との複合的な関係が生じ、より複雑になってくると思われる。しかし、銅付加（人体相当付加）を行った実験結果より一定の定性的な解析が可能で今後臨床における歯科用合金を特定する上で参考になるデータを提示できたものと思われる。

結 論

フォトンカウンティング型パノラマエックス線装置を用い厚さ 1mm の単一金属および歯科用金属を撮影し解析ソフトを用いて分析行ったところ以下の結論が得られた。

4. 密度が低い金属は, RAI 値が大きく SDI 値が小さくなる傾向にあった。
5. 銅付加した場合, 全体的に RAI 値が小さく SDI 値が大きくなる傾向にあった。
6. 銅付加した場合, 金属同士の RAI 値および SDI 値の位置関係に明らかな変化は認められなかった。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました機能発達医療系小児歯科学
渡部 茂教授、再生再建医療系補綴学 藤澤政紀教授、機能系口腔生理学 村本和
世教授に深く感謝致します。

本研究の要旨は明海大学歯科医学会第 27 回学術大会(埼玉)および日本歯科放射線
学会第 54 回学術大会(福岡)において発表した。

文 献

- 1) Heckmann K : Die Rontogenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik. Fortschr Geb Rontgenstr **60**, 144-157, 1939
- 2) Paatero YV : A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. Acta Radiol **32**, 177-184, 1949
- 3) 松田幸子, 荒木和之, 花澤智美, 関健次, 岡野友宏 : DigoraPCTによるデジタルパノラマ X線画像の臨床有用性の評価. 歯放 **46**, 21-25, 2006
- 4) Mastoris M, Li G, Walander U and McDavidWD : Determination of the resolution of a digital system for panoramic radiology based on CCD technology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **97**, 408-414, 2004
- 5) Meng LJ, Tan JW, Spartiotis K and Schulman T : Preliminary evaluation of a novel energy-resolved photon-counting gamma ray detector. Nucl Instr Meth Phys Res **604**, 548-554, 2009
- 6) Dobbins JT III and Godfrey DJ : Digital X-ray tomosynthesis : current state of the art and clinical potential. Phys Med Biol **48**, 65-106, 2003

- 7) 平野浩志：甦るトモシンセシス トモシンセシス開発から臨床応用に至るまでの
歩み. INNERVISION **26**, 1-7, 2011
- 8) 町田治彦, 油原俊之, 上野恵子：多領域におけるトモシンセシス一般撮影の臨床
応用. INNERVISION **26**, 30-33, 2011
- 9) 塩見 剛：トモシンセシスの原理と応用 ～FPD が生みだした新技術～. 医用画
像情報会誌 **24**, 22-27, 2007
- 10) Ogawa K, Langlais RP, McDavid WD, Noujeim M, Seki K, Okano T,
Yamanaka T and Sue T : Development of a new dental panoramic radiographic
system based on a tomosynthesis method. Dentmaxillofac Radiol **39**, 47-53,
2010
- 11) Noujeim M, Prihode T, McDavid WD, Ogawa K, Seki K, Okano T, Sue T and
Langlais RP. :Pre-clinical evaluation of a new dental panoramic radiographic
system based on tomosynthesis method. Br J Radiol **40**, 42-46, 2011
- 12) Katsumata A, Ogawa k, Inukai K, Matsuoka M, Nagano T, Nagaoka H and
Yamakawa T : Initial evaluation of linear and spatially oriented planar images
from a new dental panoramic system based on tomosynthesis. Oral Surg Oral
Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **112**, 375-382, 2011

- 13) 青木 徹, 山川俊貴, 森井久史, 小池昭史 : フォトンカウンティング CT の原理 : 映像情報 Med **44**, 168-174, 2012
- 14) Ogawa K, Kobayashi T, Kaibuki F, Yamakawa T, Nagano T, Hashimoto D and Nagaoka H : Development of an energy-binned photon-counting detector for X-ray and gamma-ray imaging. Nucl Instr Meth Phys Res **664** , 29-37, 2012
- 15) 庄内淳能 : 金属アレルギーとメタルフリー修復. 北海道歯医 **55**, 283-287, 2000
- 16) 北川雅恵, 安藤俊範, 大林真理子, 古庄寿子, 新谷智章, 小川郁子, 香川和子, 武知正晃, 栗原英見 : 歯科用金属アレルギーの動向 過去 10 年間に広島大学病院 歯科でパッチテストを行った患者データの解析. 日口腔検会誌 **4** , 23-29, 2012
- 17) 内藤 明, 中村美保, 山口全一, 石垣佳希 : 本院口腔アレルギー外来における 科材料パッチテスト結果についての考察. 日歯技工会誌 **36**, 36-43, 2015
- 18) 今井靖浩 : GE Healthcare におけるフォトンカウンティング検出器 CT への取り組み. 映像情報 Med **44**, 1164-1170, 2012
- 19) Tlutos L: Spectroscopic X-ray imaging with photon counting pixel detectors. Nucl Instr Meth Phys Res **623**, 823-828, 2010

- 20) Le HQ, Ducote JL and Molloy S : Radiation dose reduction using a CdZnTe-based computed tomography system : comparison to flat-panel detectors. Med Phys **37**, 1225-1236, 2010
- 21) Taguchi K, Zhang M, Frey EC, Wang X, Iwanczyk JS, Nygard E, Hartsough NE, Tsui BM and Barber WC. : Modeling the performance of a photon counting x-ray detector for CT: Energy response and pulse pileup effects. Med Phys **38**, 1089-1102, 2011
- 22) 田口克行:量子計測型検出器を用いたX線スペクトラムCTイメージング:臨床メリットと技術的なチャレンジ. 映像情報 Med **44**, 1154-1159, 2012
- 23) 伊藤俊英 : フォトンカウンティング CT によるスペクトルイメージングの現状. 映像情報 Med **44**, 1171-1174, 2012
- 24) 勝又明敏:パノラマ X 線撮影のルネサンスをめざして. 岐歯学 **38**, 117-128, 2012
- 25) 内田貴大, 三澤雅樹, 佐藤昌憲 : 128ch CdTe 放射線ラインセンサによるエネルギー識別イメージング技術の開発. 駒澤大医療健科紀 **9**, 1-7, 2012
- 26) 尾川浩一 : フォトンカウンティング CT 技術の開発と臨床応用の可能性. 映像情報 Med **44**, 1160-1170, 2012

付図

Table 1 Constitution of Pure Metals.

Material	Density (g/cm ³)	Constitution (%)
Al	2.7	99.99
Ti	4.5	99.9
Pd	12.0	99.95
Ag	10.4	99.98
Co	8.9	99.99
Ni	8.9	99.0
Zn	7.1	99.5
Cu	8.9	99.99
Cr	7.1	99.9

Table 2 Constitution of Dental Metals.

Material	Density (g/cm ³)	Constitution (%)
CoCr	8.2	Co(63.3)·Cr(30)·Mo(5)·Others(1.7)
Silver	9.5	Ag(72)·Ir(6)·Zn(12)·Others:Sn·Ru·Al(10)
PGA	15.9	Au(77)·Pt(1.5)·Pd(2.5)·Ag(8)·Cu(10)·Ir(0.1)·Others(0.9)
12% palladium	11.3	Au(12)·Pd(20)·Ag(50)·Cu(17)·Others:Ir·Zn·In(1)
14k gold	13.6	Au(58.4)·Pd(3.5)·Ag(14.7)·Cu(21.7)·Ir(0.1)·Others(1.6)
18k gold	15.4	Au(75)·Pt(0.5)·Ag(8.9)·Cu(14.6)·Ir(0.1)·Others(0.9)
20k gold	16.6	Au(83.4)·Pt(0.5)·Ag(6.8)·Cu(8.9)·Ir(0.1)·Others(0.3)
Precious	18.8	Au(86.5)·Pt(11.3)·Others:Ir·Zn·In·Fe·Mn(2.2)
Semi precious	13.2	Au(39)·Pt(1)·Ag(19.4)·Pd(35)·Others(0.6)

Table 3 Specification of QR-Master-P.

Tube Voltage: 80 keV

Tube Current: 4 mA

Total Filtration: 2.5 mmAl

Exposure Time: 10 sec

Size of Focus: 0.5mm × 0.5mm

High Voltage Generator: Inverter System

Table 4 Response Level of Each Detector.

Energy Level	W	U	Response Level
Low	W1	U1	25-38 keV
Middle	W2	U2	38-55 keV
High	W3	U3	55-80 keV

W: Value of panoramic U: Value of Aluminum

Table 5 Comparison of mono metal materials without copper loaded.

Material	SDI:X-axis (S.D.)	RAI:Y-axis (S.D.)
Al	-1.051(0.023)	2.198 (0.011)
Ti	-0.711 (0.013)	1.622 (0.004)
Pd	-0.111 (0.011)	-3.419 (0.011)
Ag	0.064 (0.020)	-3.221 (0.007)
Co	-0.056 (0.015)	0.533 (0.003)
Ni	-0.065 (0.012)	0.369 (0.002)
Zn	-0.044 (0.024)	0.462 (0.006)
Cu	-0.027 (0.019)	0.321 (0.007)
Cr	-0.522 (0.012)	1.327 (0.003)

n=5

Table 6 Comparison of mono metal materials with copper loaded.

Material	SDI:X-axis (S.D.)	RAI:Y-axis (S.D.)
Al	0.259 (0.030)	-1.078 (0.004)
Ti	0.268 (0.027)	-1.362 (0.003)
Pd	0.219 (0.031)	-5.666 (0.007)
Ag	0.281 (0.027)	-5.381 (0.009)
Co	0.391 (0.019)	-2.064(0.004)
Ni	0.346 (0.020)	-2.186 (0.004)
Zn	0.386 (0.031)	-2.110 (0.005)
Cu	0.450 (0.029)	-2.175 (0.005)
Cr	0.247 (0.025)	-1.524 (0.004)

n=5

Table 7 Comparison of composition metal materials without Cupper loaded.

Material	SDI:X-axis (S.D.)	RAI:Y-axis (S.D.)
CoCr	-0.140 (0.010)	0.628 (0.010)
Silver	0.264 (0.038)	-2.959 (0.007)
PGA	0.089 (0.024)	-3.873 (0.015)
12% palladium	0.242 (0.009)	-2.812 (0.002)
14k gold	0.351 (0.015)	-3.024 (0.006)
18k gold	0.216 (0.014)	-3.564 (0.009)
20k gold	0.062 (0.014)	-3.951 (0.008)
Precious	-0.345 (0.039)	-4.493 (0.033)
Semi precious	-0.154 (0.023)	-3.829 (0.014)

n=5

Table 8 Comparison of composition metal materials with copper loaded.

Material	SDI:X-axis (S.D.)	RAI:Y-axis (S.D.)
CoCr	0.361 (0.012)	-2.034 (0.011)
Silver	0.493 (0.016)	-5.056 (0.009)
PGA	0.231 (0.042)	-6.019 (0.011)
12% palladium	0.367 (0.010)	-4.882 (0.005)
14k gold	0.468 (0.016)	-5.101 (0.006)
18k gold	0.317 (0.023)	-5.644 (0.014)
20k gold	0.194 (0.026)	-6.085 (0.013)
Precious	-0.406 (0.044)	-6.833 (0.015)
Semi precious	0.126 (0.014)	-6.029 (0.006)

n=5

図の説明

Fig 1 X-ray device: QR-master-P.

Fig 2 X-ray spectrum and distinguishing of energy.

Three detector response areas W1 : 25-38keV.

W2 : 38-55keV.

W3 : 55-80keV.

Fig 3 Colony of X-ray photons (ROI 10mm×10mm).

○ : Gravity of photons.

Fig 4 ROI of 1mm-10mm thick aluminum analysis using QRMC.

Fig 5 Address of 1mm-10mm thick aluminum analysis using QRMC.

Fig 6 Arrangement of metal materials in line.

Fig 7 Address of mono metal materials without copper loaded.

Fig 8 Address of mono metal materials with copper loaded.

Fig 9 Address of composition metal materials without copper loaded.

Fig 10 Address of composition metal materials with copper loaded.



Fig 1 X-ray device : QR-master-P

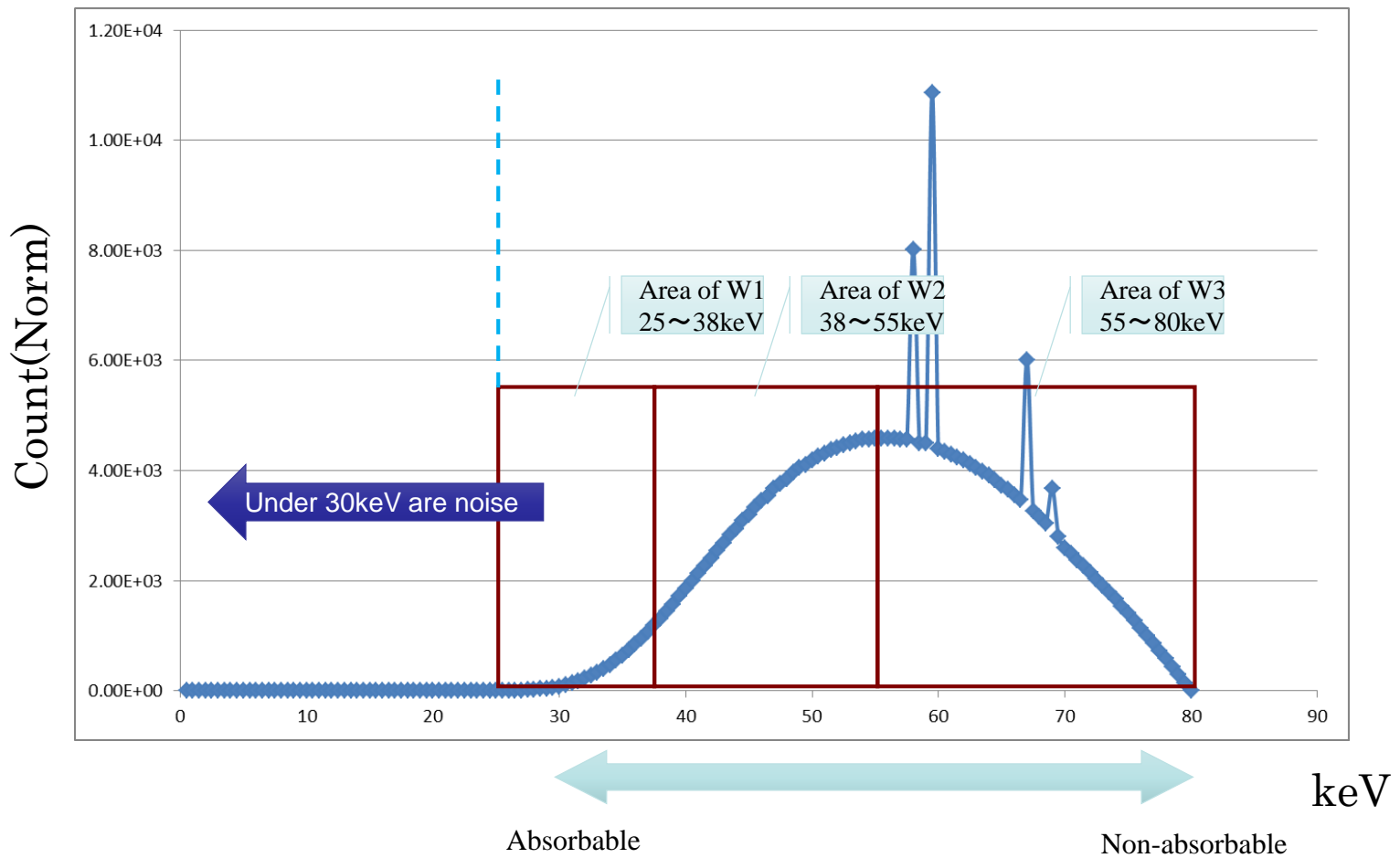


Fig 2 X-ray spectrum and distinguishing of energy

Three detector response areas
 W1 : 25-38keV
 W2 : 38-55keV
 W3 : 55-80keV

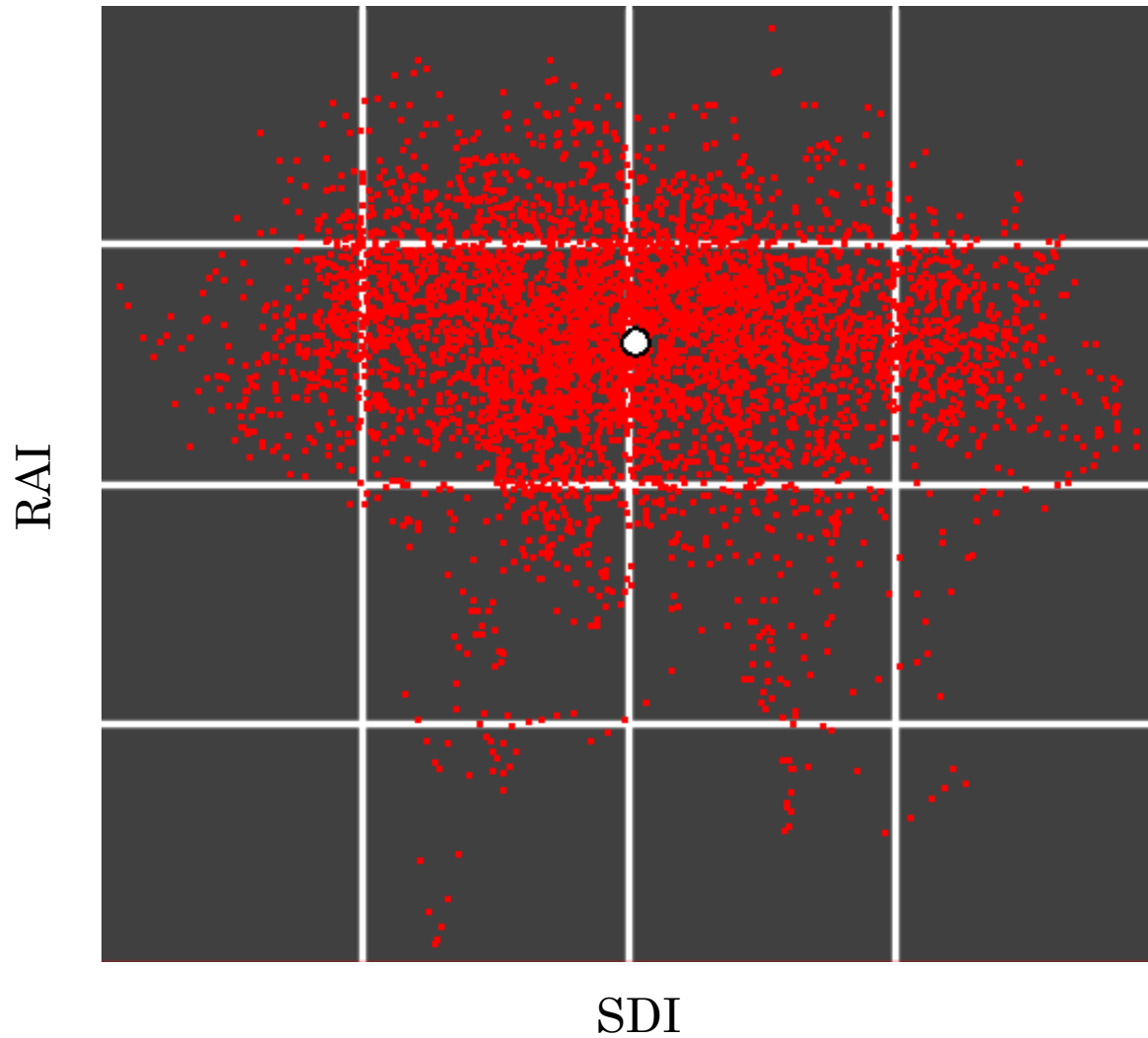


Fig 3 Colony of X-ray photons (ROI 10mm \times 10mm)
○: Gravity of photons

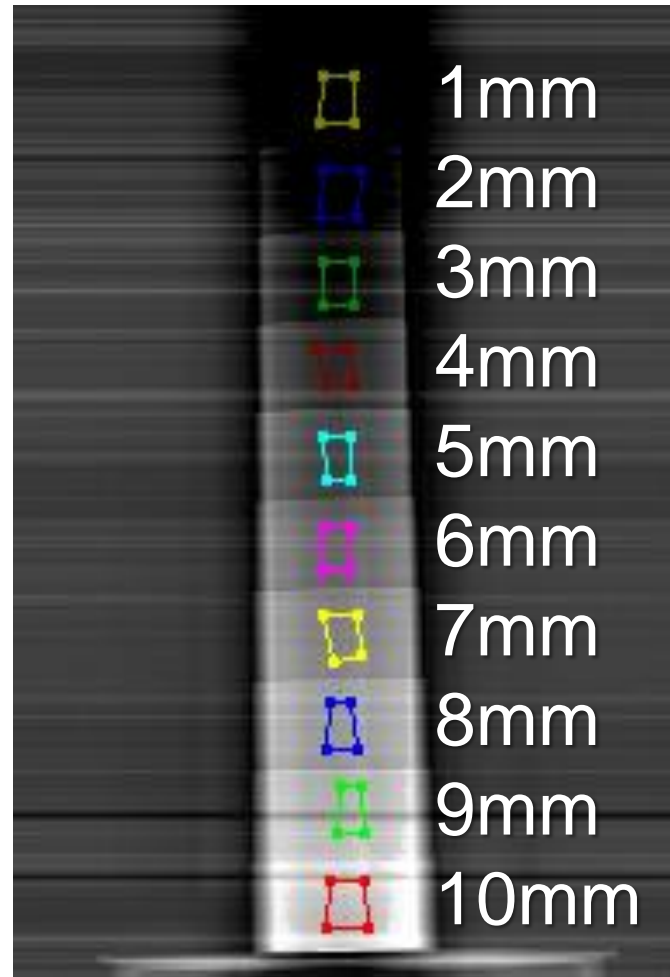


Fig 4 ROI of 1mm-10mm thick aluminum analysis using QRMC

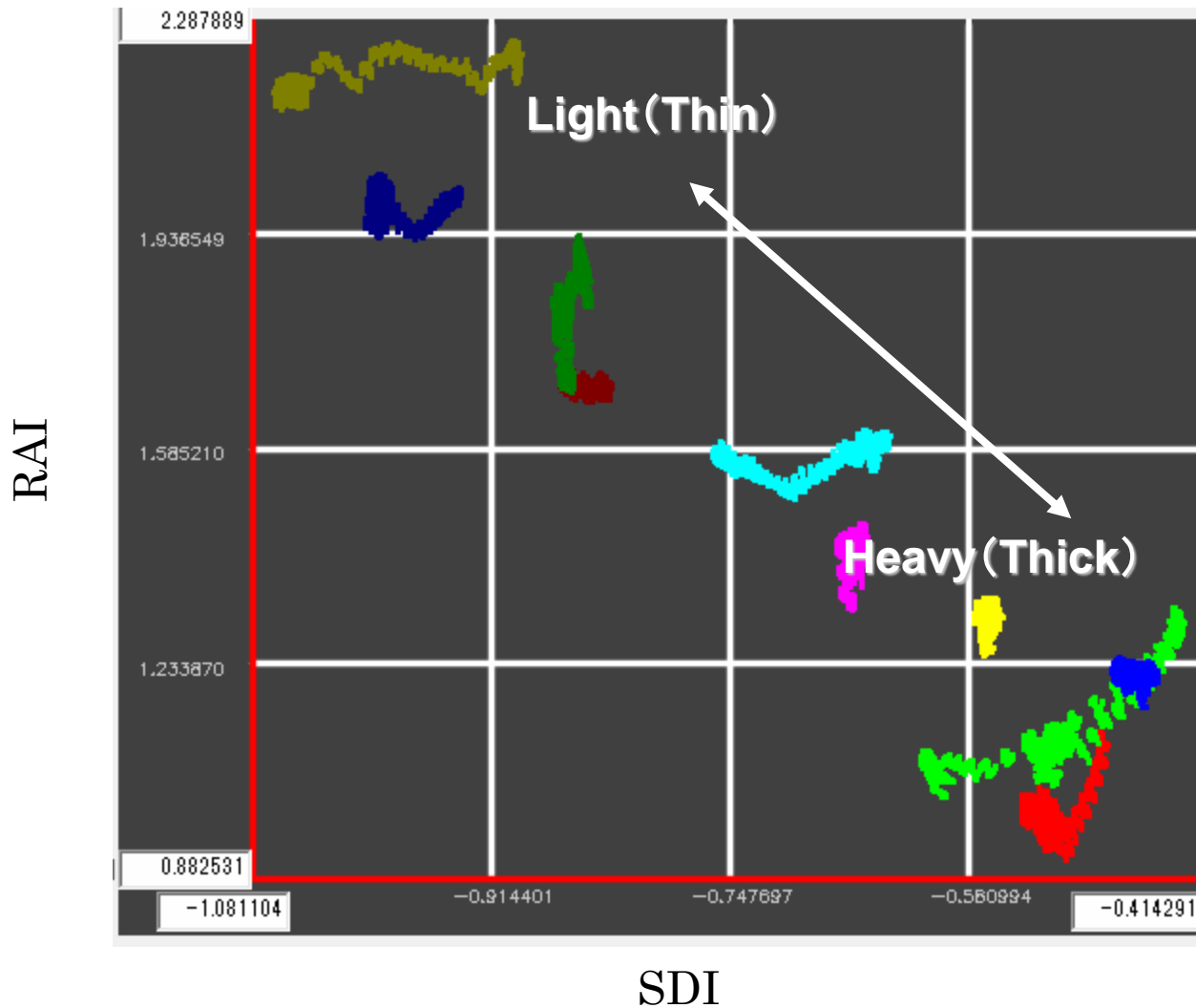


Fig 5 Address of 1mm-10mm thick aluminum analysis using QRMC



Fig 6 Arrangement of metal materials in line

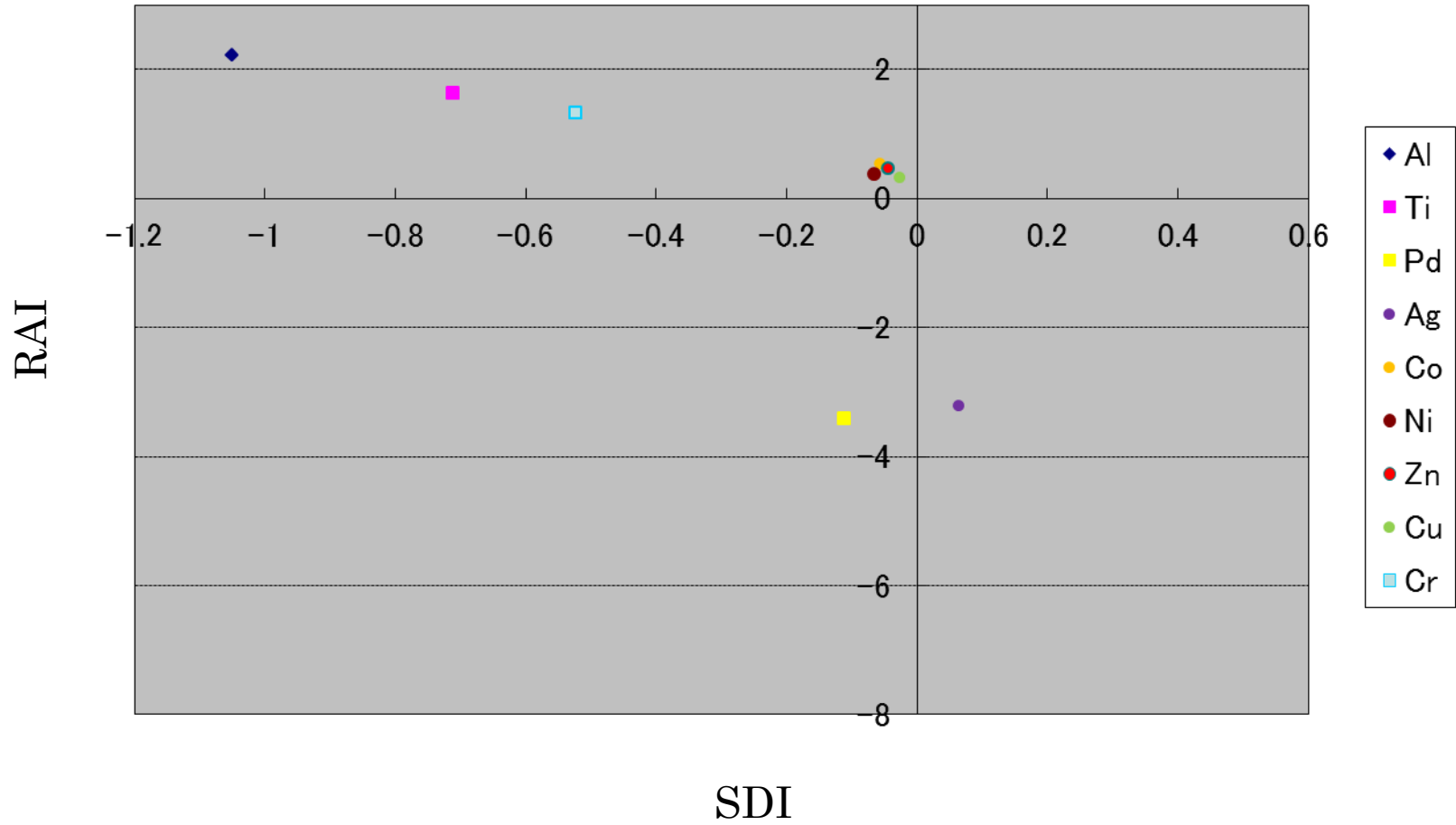


Fig 7 Address of mono metal materials without copper loaded

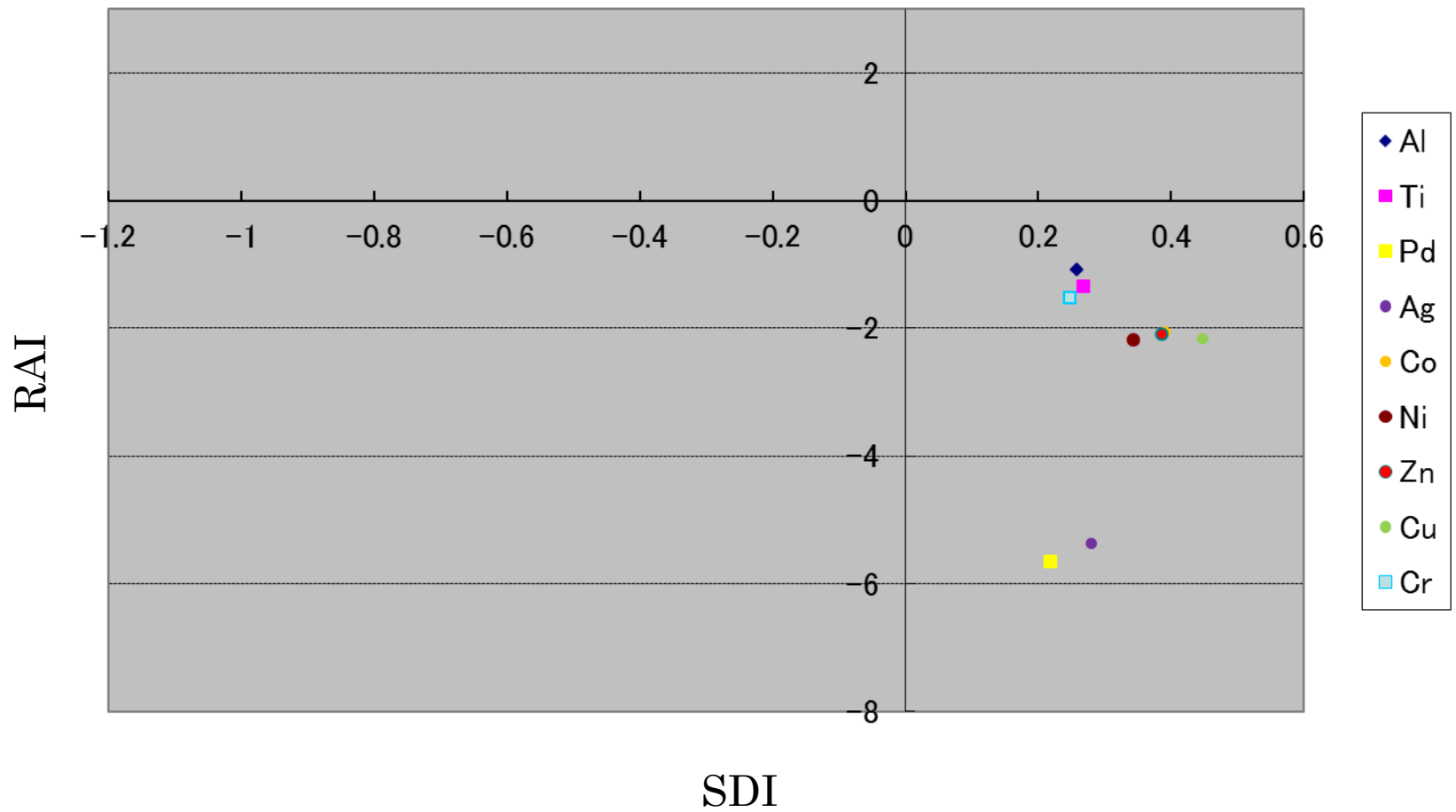


Fig 8 Address of mono metal materials with copper loaded

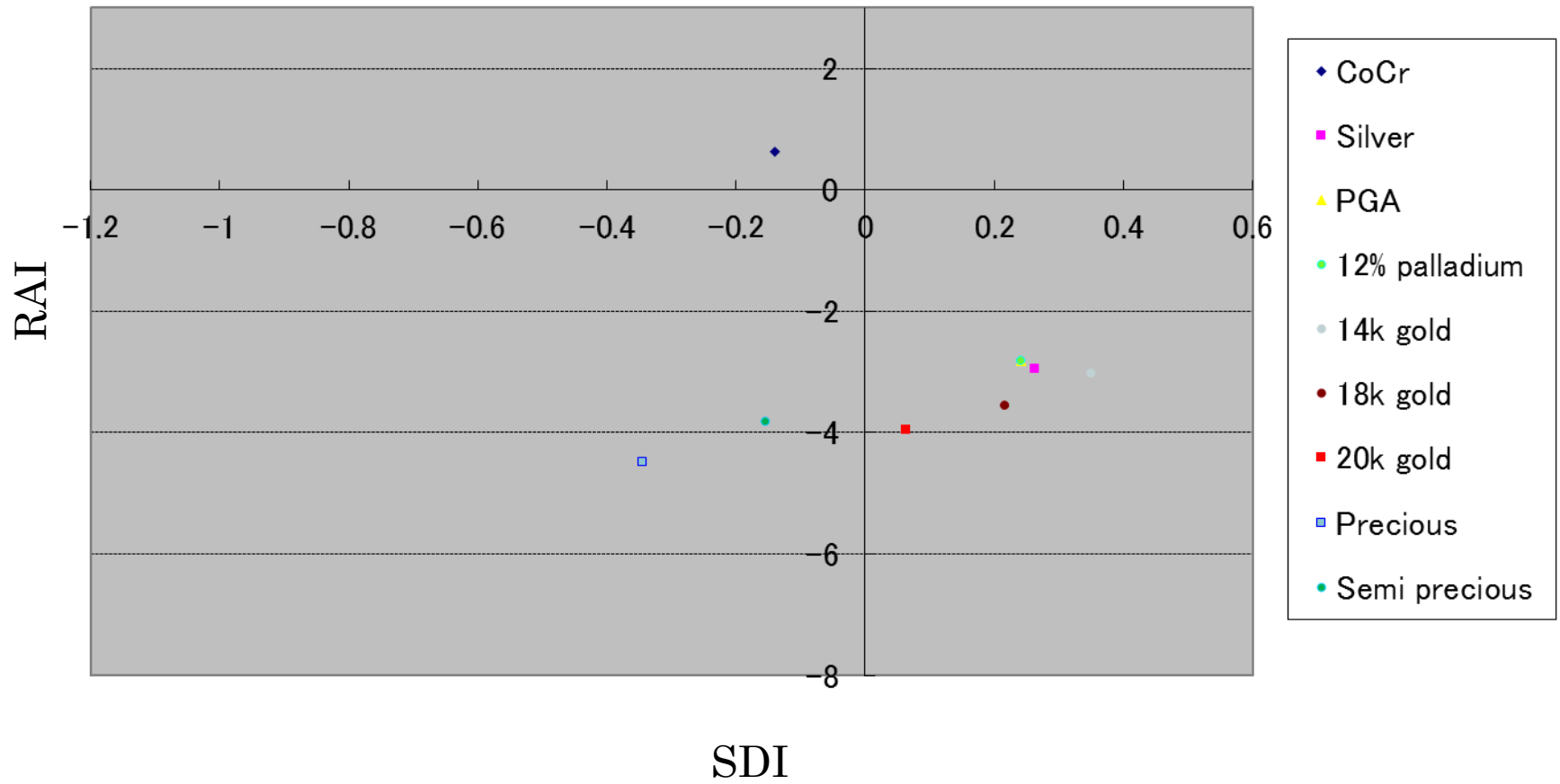


Fig 9 Address of composition metal materials without copper loaded

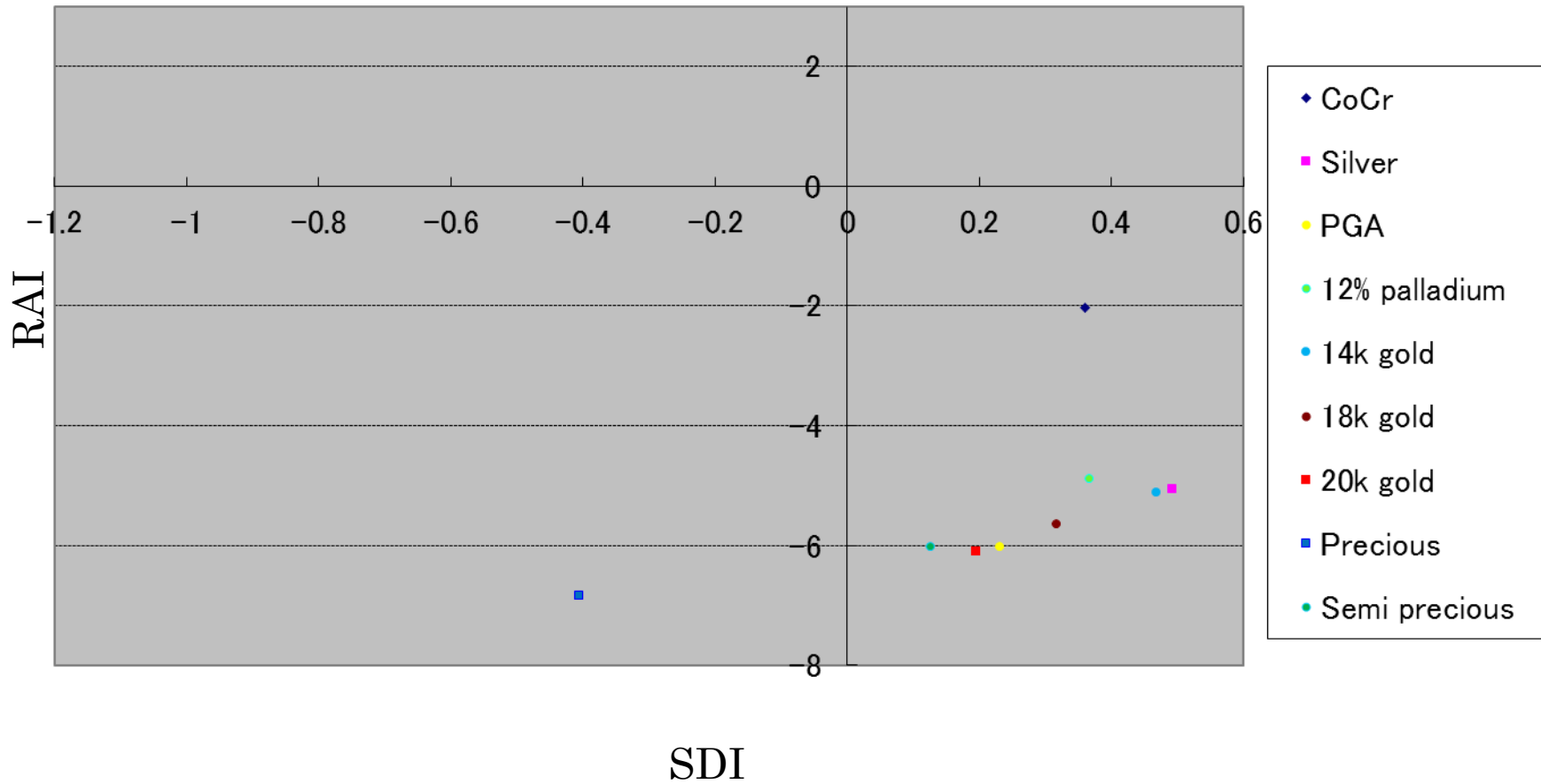


Fig 10 Address of composition metal materials with copper loaded