光線空間法による
デンタルトモシンセシス画像の生成
デンタルトモシンセシス画像の生成

京都産業大学
コンピュータ理工学部
インテリジェントシステム学科
蚊野研究室

垣内　友希

発表の構成

- 研究の背景と概要
- 提案手法-光線空間法による
  トモシンセシス画像の生成
- 患者の歯列形状に合わせた
  最終画像の生成法

研究の背景と概要

- **歯科医療でのX線パノラマ撮影装置**
  - -歯部全体を一枚の写真として撮影
  - -歯のおおまかな異常の診断に利用

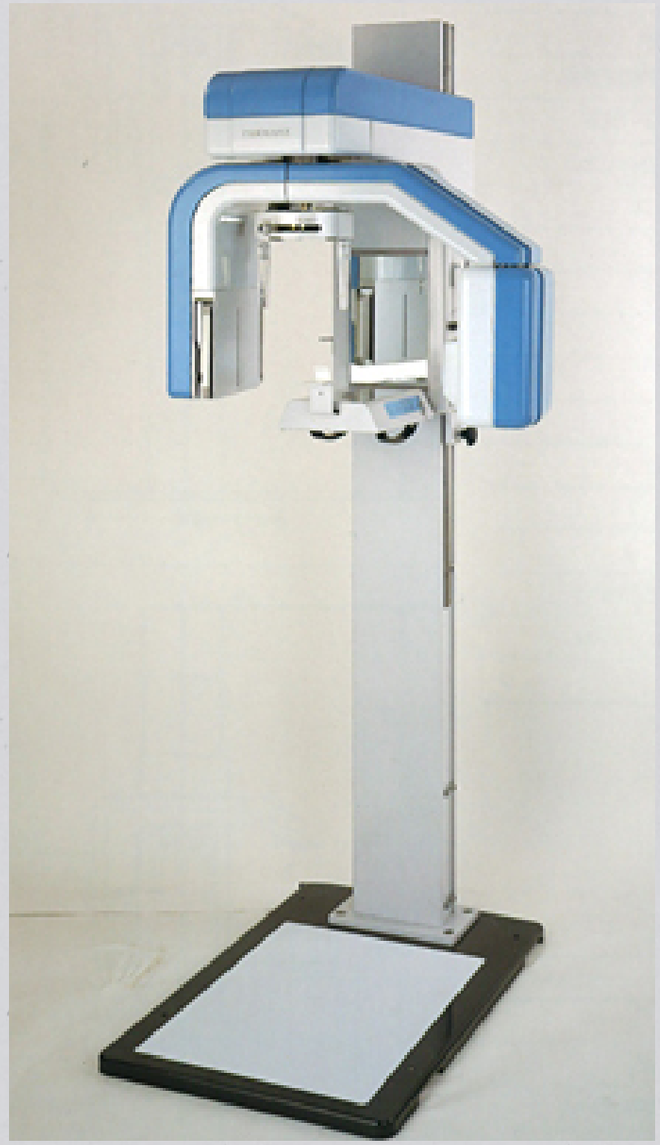
- 患者の撮影位置がずれるとぼけが発生
  - –トモシンセシス法を用いると、再撮影なしにぼけのない画像を再構成できる[1)]

1) K. Ogawa, R.P. Langlais, W.D. McDavid, M. Noujeim, K. Seki, T. Okanoand T. Sue, “Development of a new dental panoramic radiographicsystem based on a tomosynthesis method,” Dentomaxillofacial Radiology,39(1), 47-53,2010.

歯科X線パノラマ装置

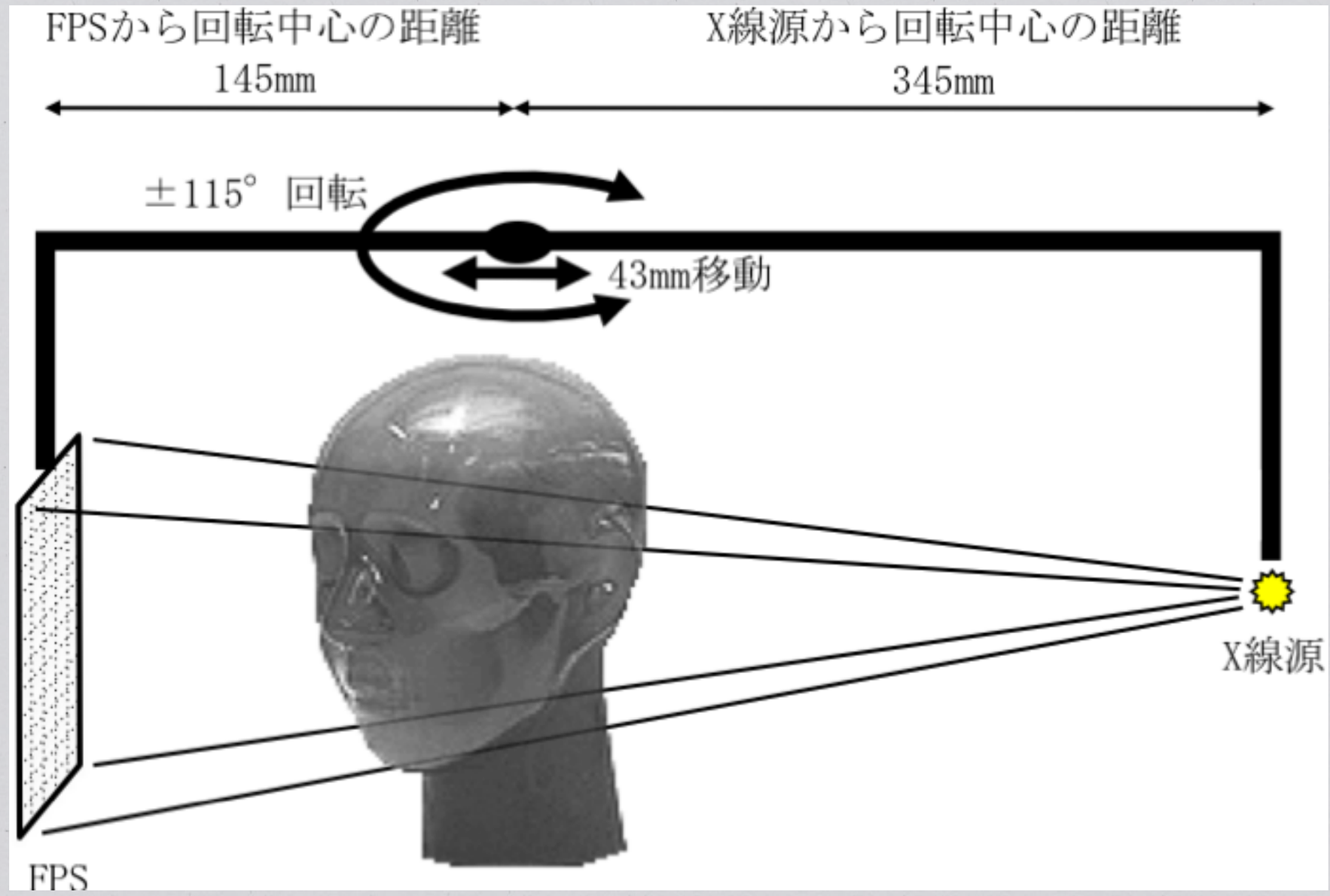
* X線光源と対向するようにFPSがアームに配置

* 歯部全体を一枚の写真として撮影



歯科X線パノラマ撮影装置の例
((株)近畿レントゲン,PANORADIX(S.F))

装置の構成



撮影装置の構成

研究の背景と概要

* **歯科医療でのX線パノラマ撮影装置**
  - -歯部全体を一枚の写真として撮影
  - -歯のおおまかな異常の診断に利用

* 患者の撮影位置がずれるとぼけが発生
  - –トモシンセシス法を用いると、再撮影なしにぼけのない画像を再構成できる[1)]

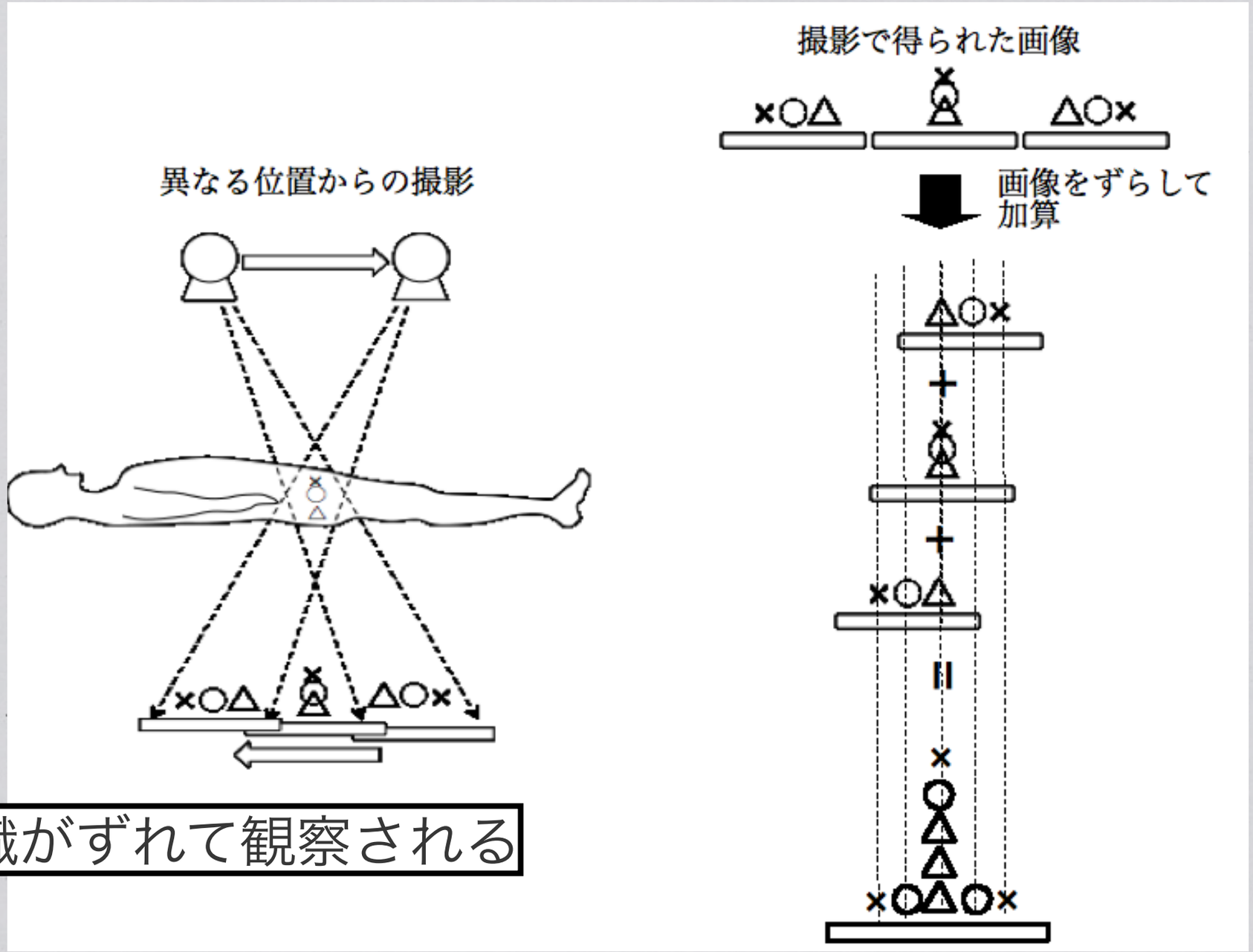
1) K. Ogawa, R.P. Langlais, W.D. McDavid, M. Noujeim, K. Seki, T. Okanoand T. Sue, “Development of a new dental panoramic radiographicsystem based on a tomosynthesis method,” Dentomaxillofacial Radiology,39(1), 47-53,2010.

FPS(フラットパネルセンサ)

* 有効画素数1480×60の画像センサ
  - **フレーム**:一回の撮影で得られる1480×60個のデータ
  - **ライン**:縦方向に並んでいる1480個のデータ

* ひとつのラインが取得したデータを並べることで一枚のパノラマ画像を生成
  - 60個のライン→パノラマ画像が60枚生成

トモシンセシスの原理



トモシンセシスの原理

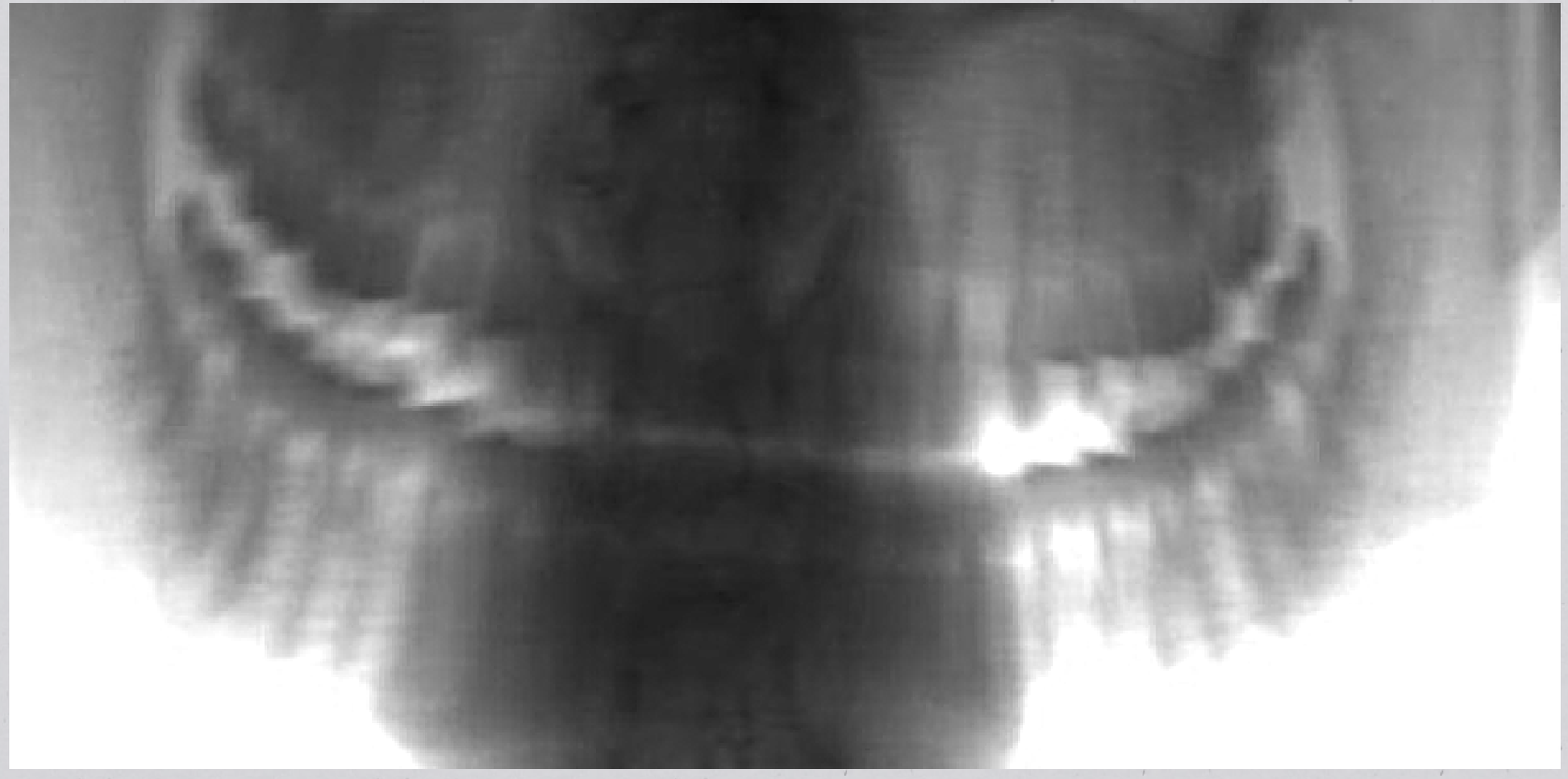
歯科X線パノラマ撮影装置における トモシンセシス

* FPSの特定ラインを走査方向に並べることで１枚のパノラマ画像を得る

FPSの30列目のラインを走査方向に並べたパノラマ画像

歯科X線パノラマ撮影装置における
トモシンセシス

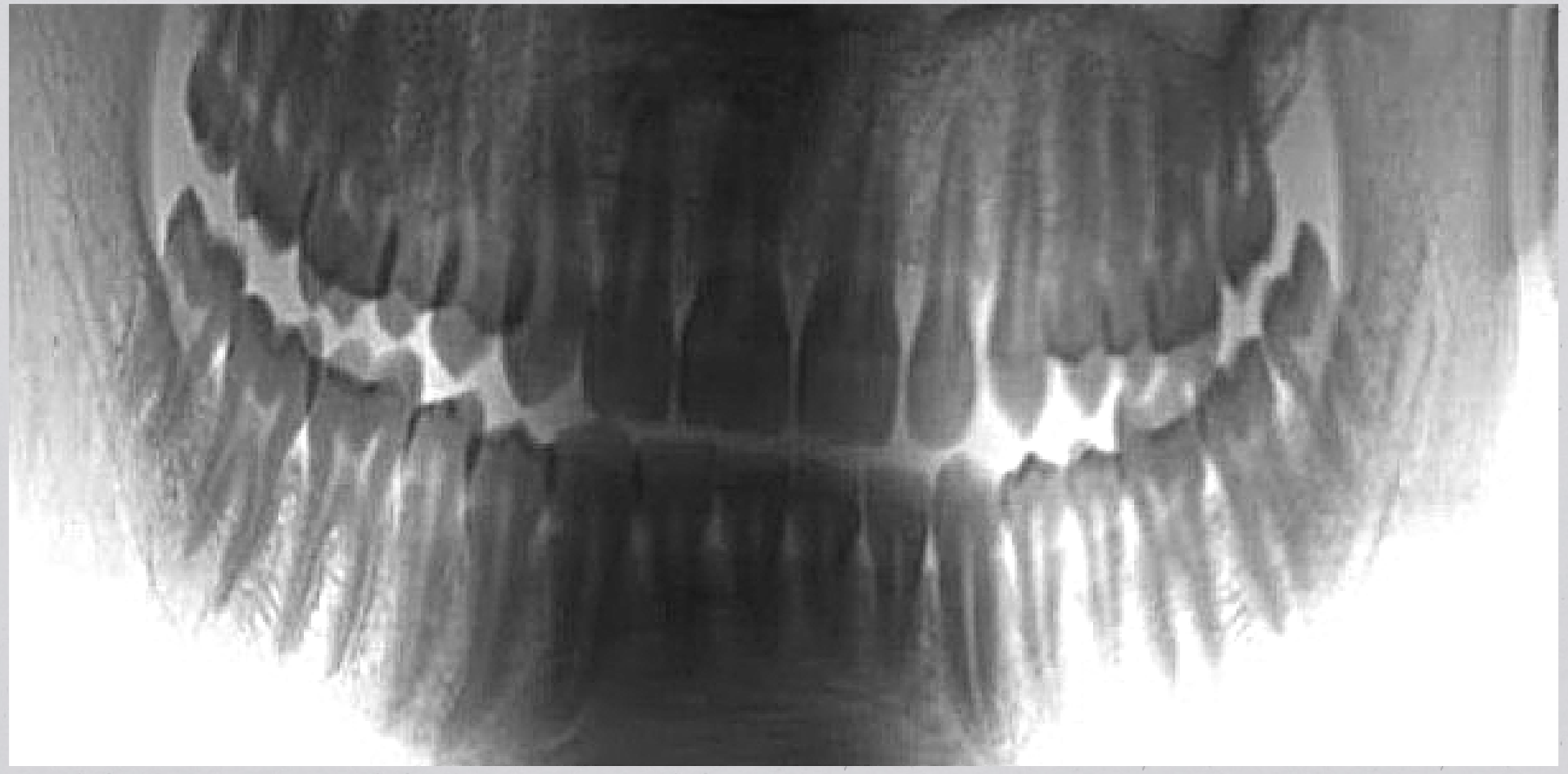
* FPSの60ラインに対応した
  60枚のパノラマ画像は少しづつ視点が異なる
  →単純に平均化すると画像がぼける



60枚のパノラマ画像を単純に加算平均した画像

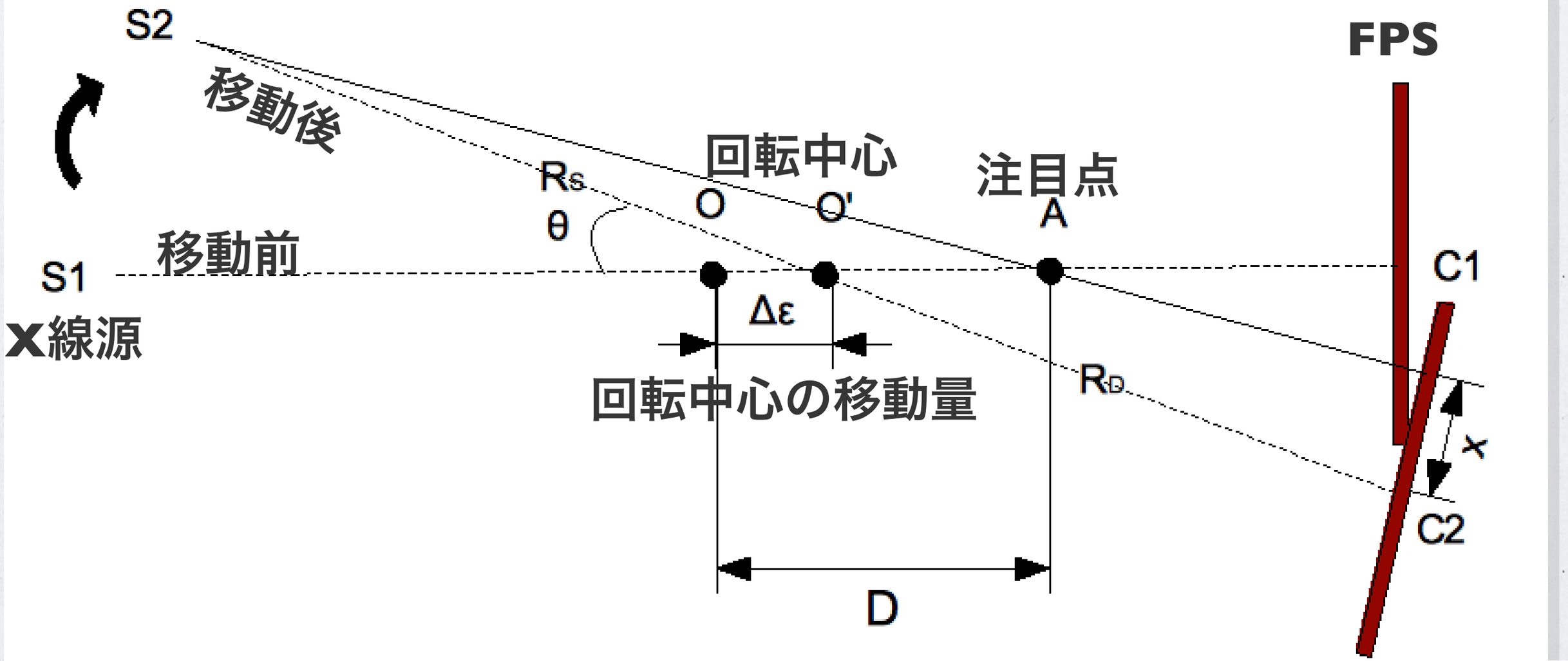
歯科X線パノラマ撮影装置における トモシンセシス

* 60枚の画像の全画素について適切な量だけ位置をずらして平均化
→歯列だけに焦点が合った画像を生成



トモシンセシス画像

従来手法によるずれ量の計算



注目点観察位置の
水平ずれ量

$$x = \frac{R_S + R_D}{R_S + (D - \Delta\varepsilon)\cos\theta}(D - \Delta\varepsilon)\sin\theta$$

従来の計算法の問題点と提案手法

- 従来手法：FPS面でのずれ量を、３次元幾何学を用いて直接計算する
  - 装置の動きごとに式の導出が必要
  - 装置の動きによっては式の導出が複雑化

- 提案手法：光線空間法
  - 計算手順の見通しが良い
  - 任意の３次元曲面でのトモシンセシス画像を容易に生成可能

研究概要

- 光線空間法の考え方に基づいたトモシンセシス画像の生成
- 患者の歯列形状にあわせた最終画像の自動的な生成法の考案

発表の構成

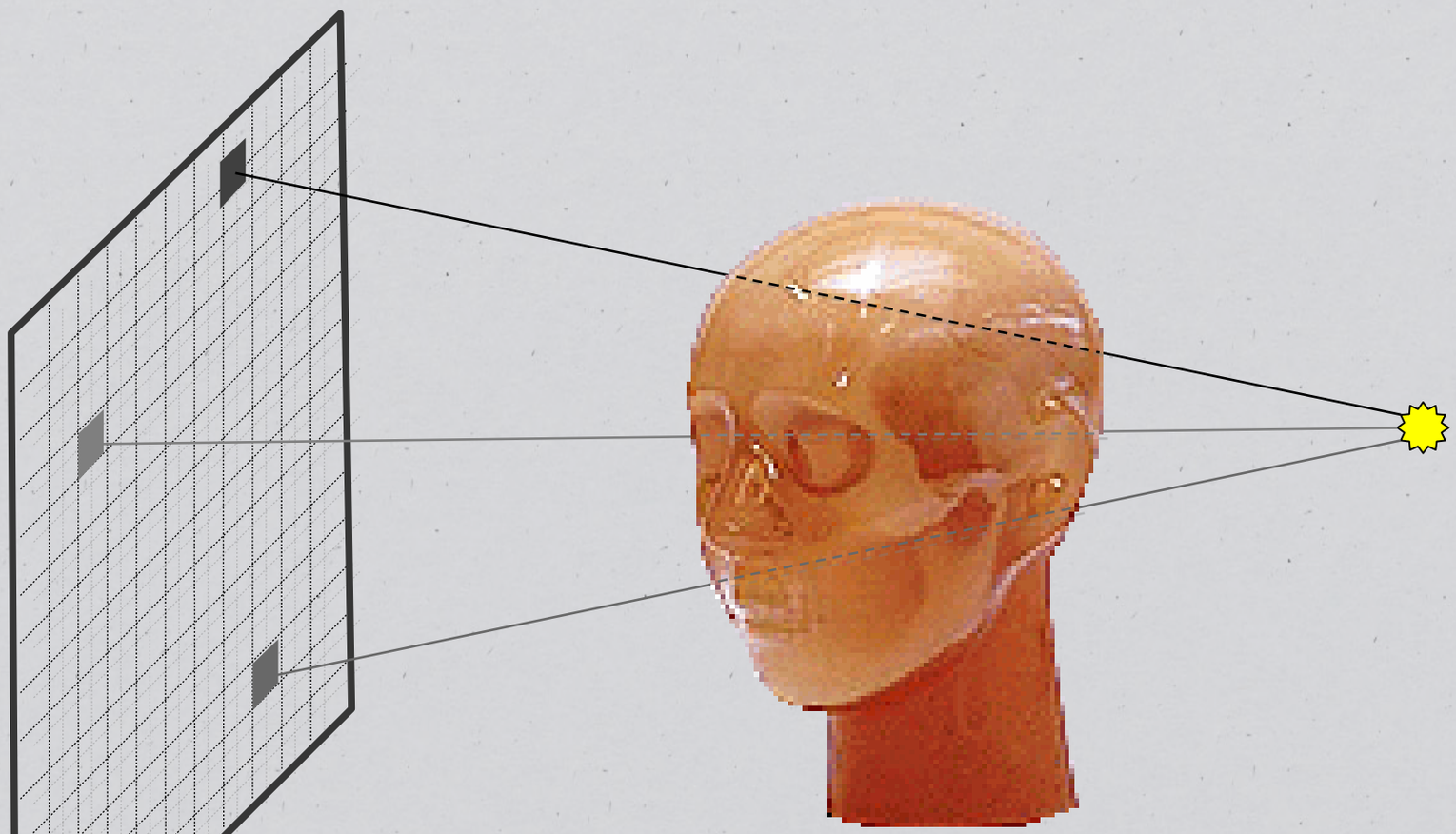
- 研究の背景と概要
- **提案手法-光線空間法による トモシンセシス画像の生成**
- 患者の歯列形状に合わせた 最終画像の生成法

光線空間法による
トモシンセシス画像の生成

* １.光線集合の取得
* ２.仮想投影面の設定
* ３.交点３次元座標の計算
* ４.複数のパノラマ画像の位置合わせ

X線撮影装置による光線の取得

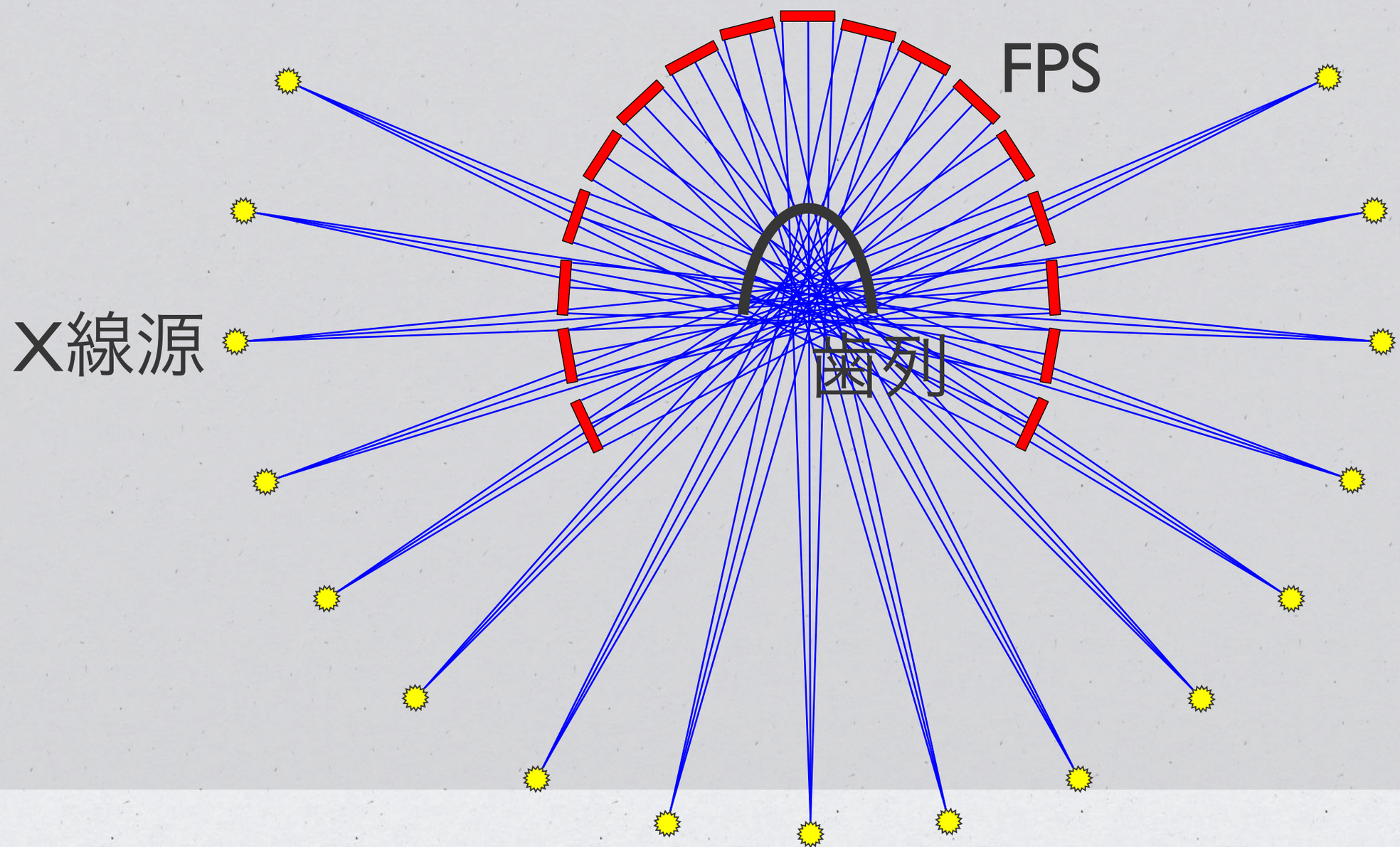
* FPSが撮影する画像の各画素は一本の光線に対応する



X線撮影装置で取得される光線の例

歯科X線パノラマ撮影装置による光線空間の取得

* 装置は３次元空間を満たす光線集合を取得



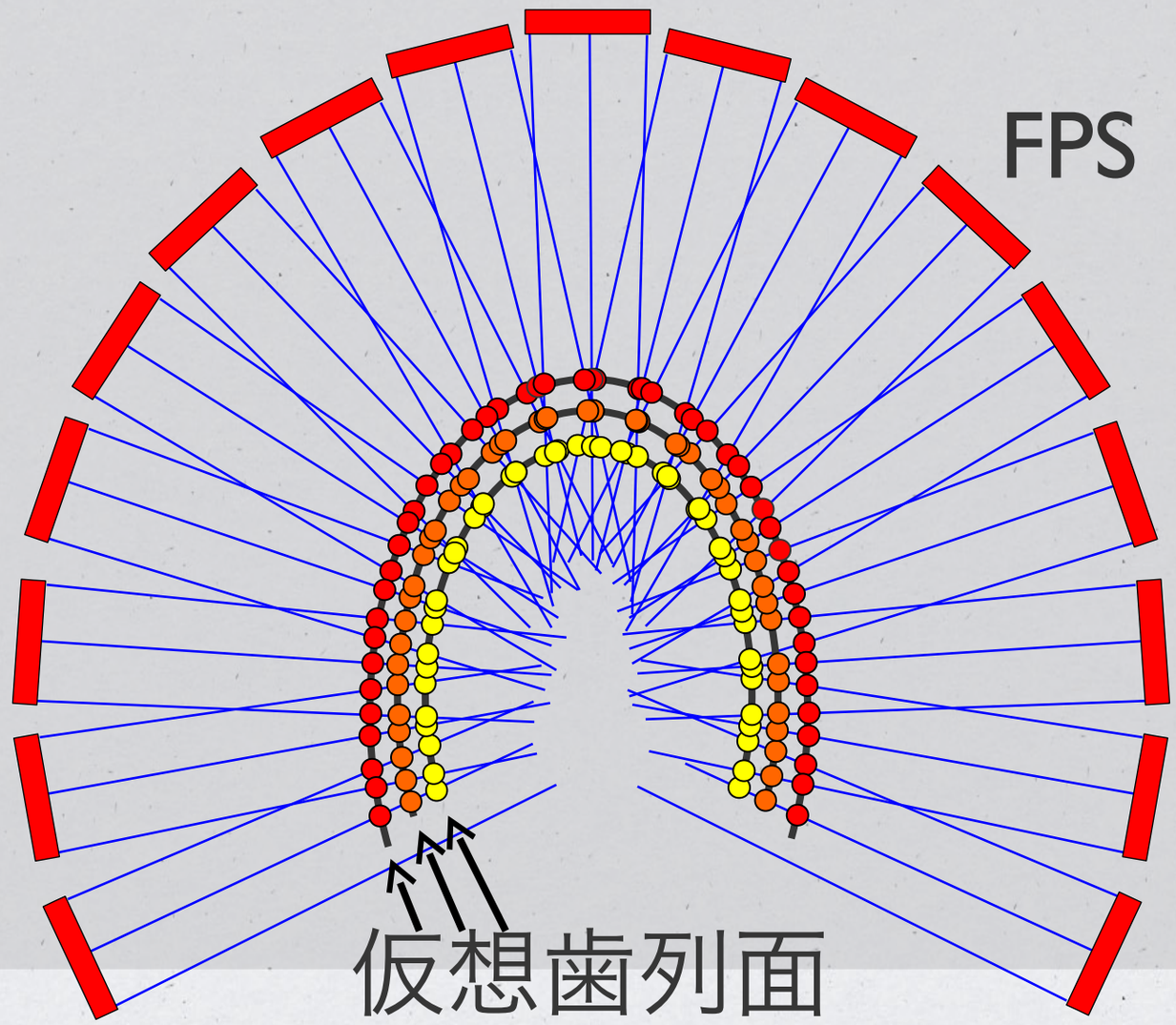
取得する光線の数

- 一回の撮影でFPSから3700フレームを入力
  1フレームあたり1480×60画素
  →全体で1480×60×3700本の光線集合を取得

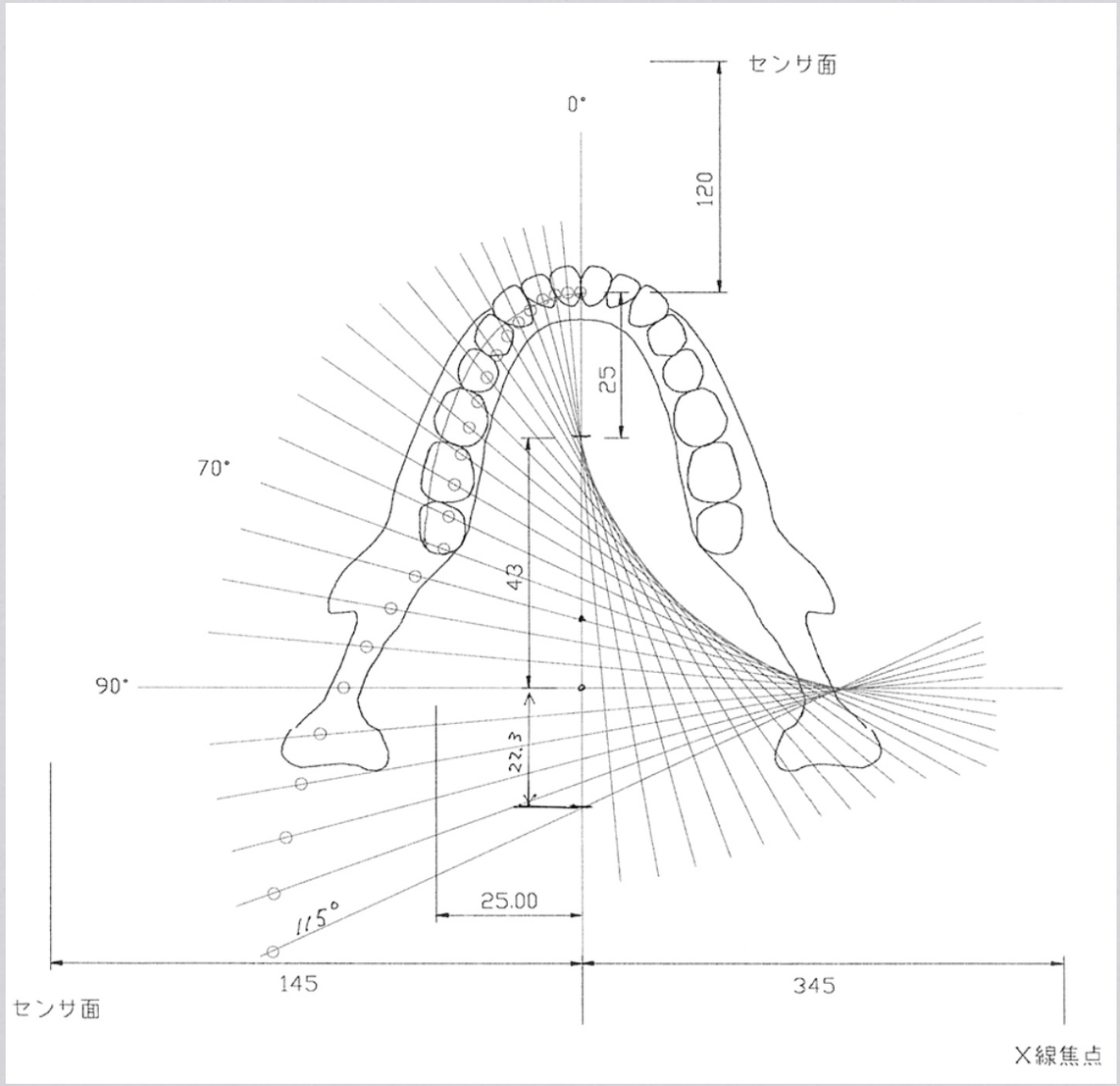
- 処理時間等の兼ね合いから、フレーム数740、1フレームを740×30画素に削減

光線空間法による
トモシンセシス画像の生成原理

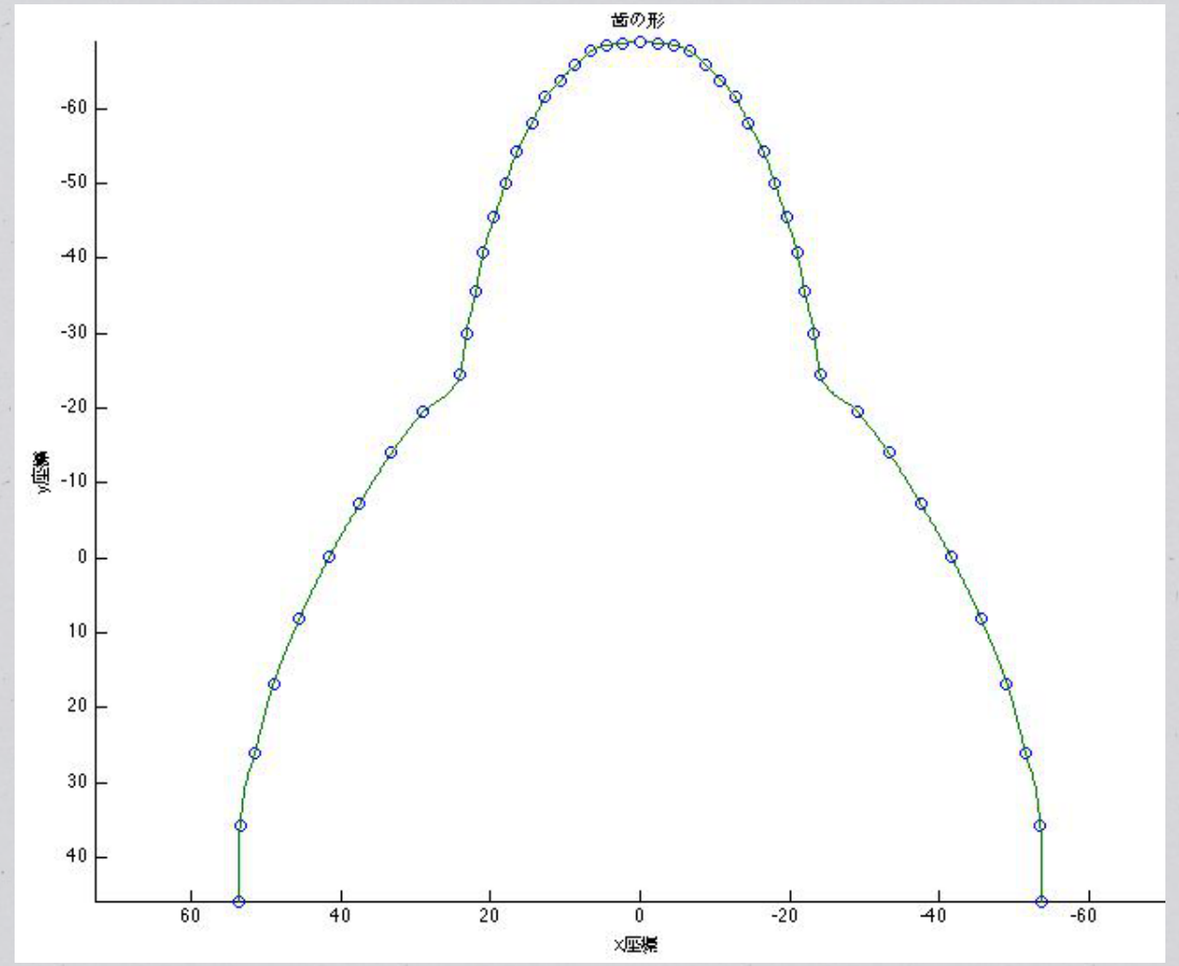
- 光線集合を仮想的な歯列面に投影し、
  その交点３次元座標を計算する



仮想投影面の設定



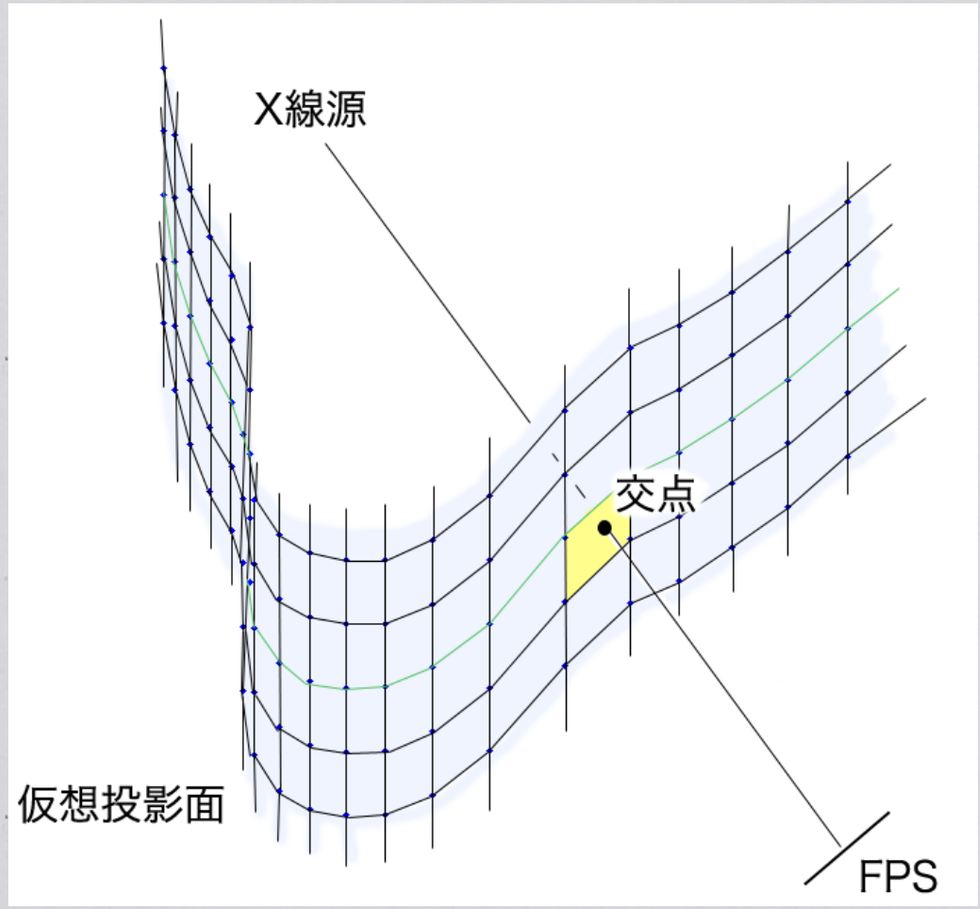
歯科用ファントムの図面



図面から抽出した形状

交点３次元座標の計算

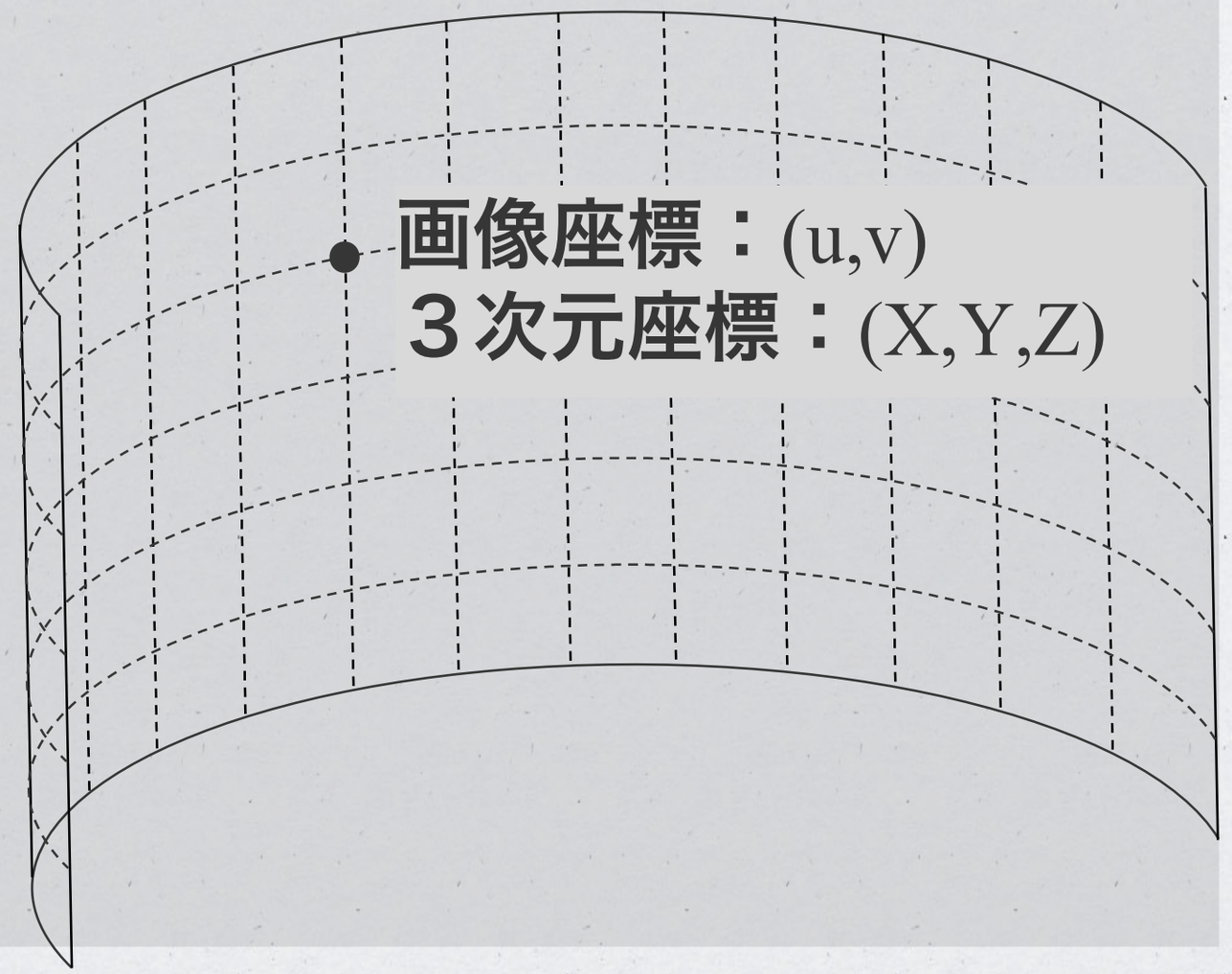
- 歯の形状を表す点を高さ方向に並べた四角パッチ面を投影面とする
- 光線を表す直線と投影面の交点を計算



仮想投影面と光線の交点

複数画像の位置合わせ

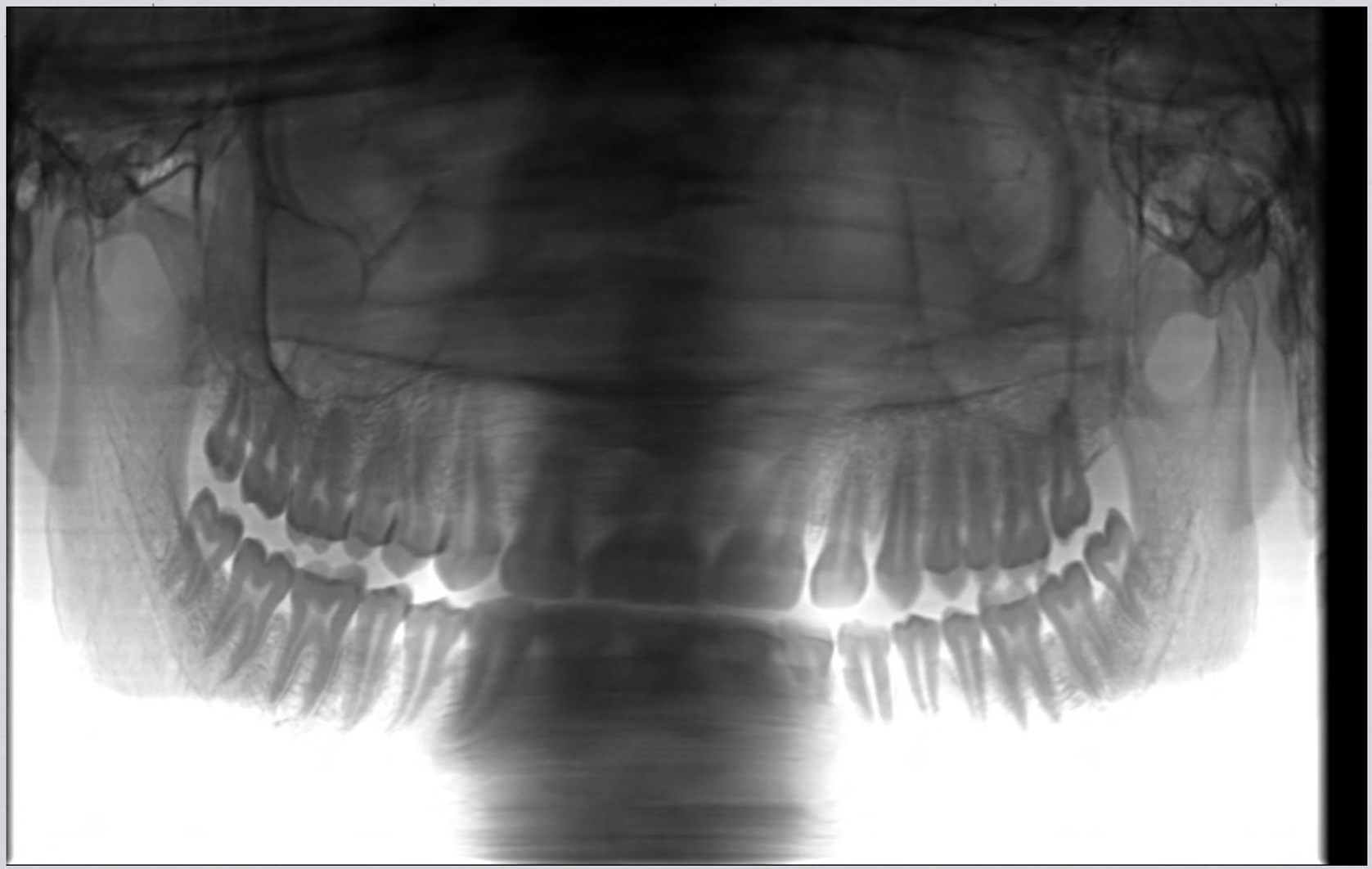
* FPSの各ラインが生成するパノラマ画像の全画素に３次元座標が付与
* ３次元座標が一致するように画素単位で位置合わせ



生成された画像
(頭部ファントムが正常な位置)

提案手法によるトモシンセシス画像の生成結果(正常位置)

生成された画像
(頭部ファントムの位置をずらした場合)



提案手法によるトモシンセシス画像の生成結果(異常位置)

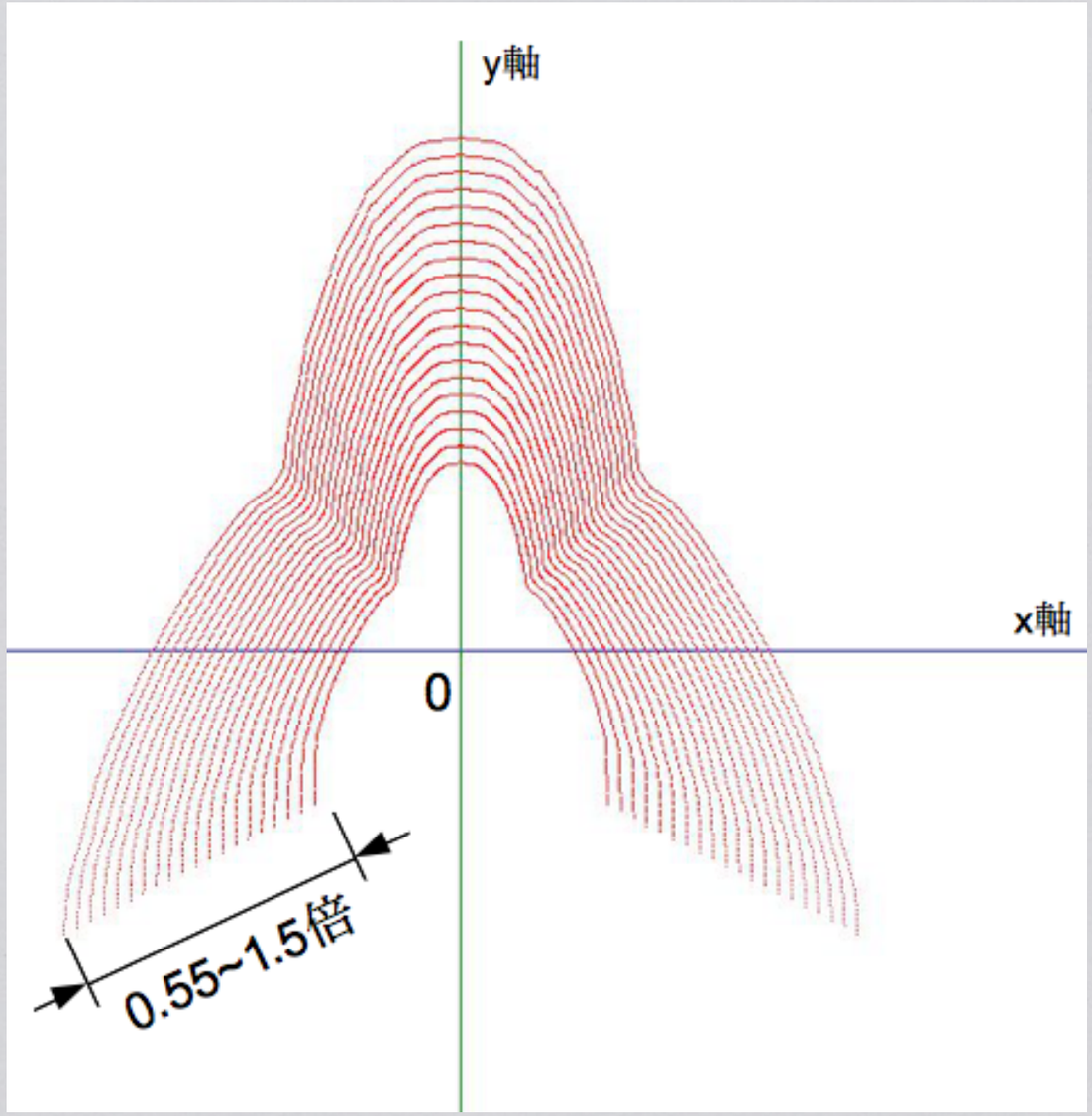
発表の構成

- 研究の背景と概要
- 提案手法-光線空間法による
  トモシンセシス画像の生成
- **患者の歯列形状に合わせた**
  最終画像の生成法

患者の歯列形状に合わせた最終画像の生成

* **仮想投影面を拡大・縮小**して、様々な位置に焦点のあった画像を生成

* 20枚の画像を処理、全ての歯列に焦点のあった一枚の画像を生成



仮想投影面の拡大と縮小

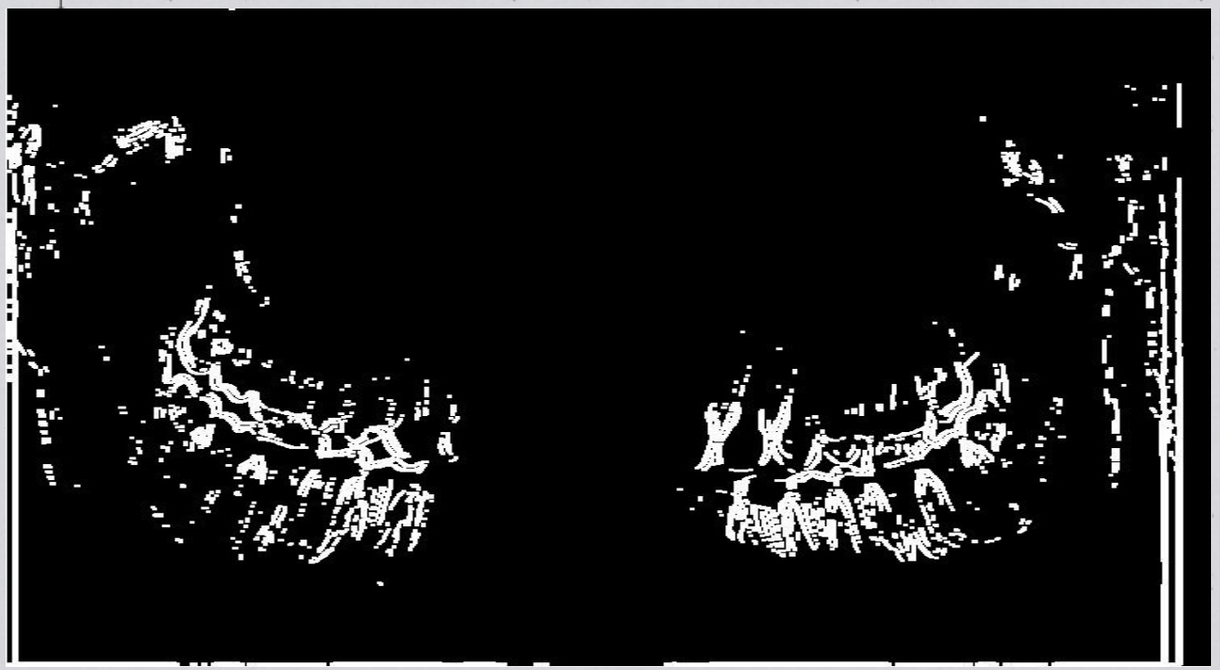
様々な焦点位置画像の生成結果

全歯列に焦点の合った画像の生成手法

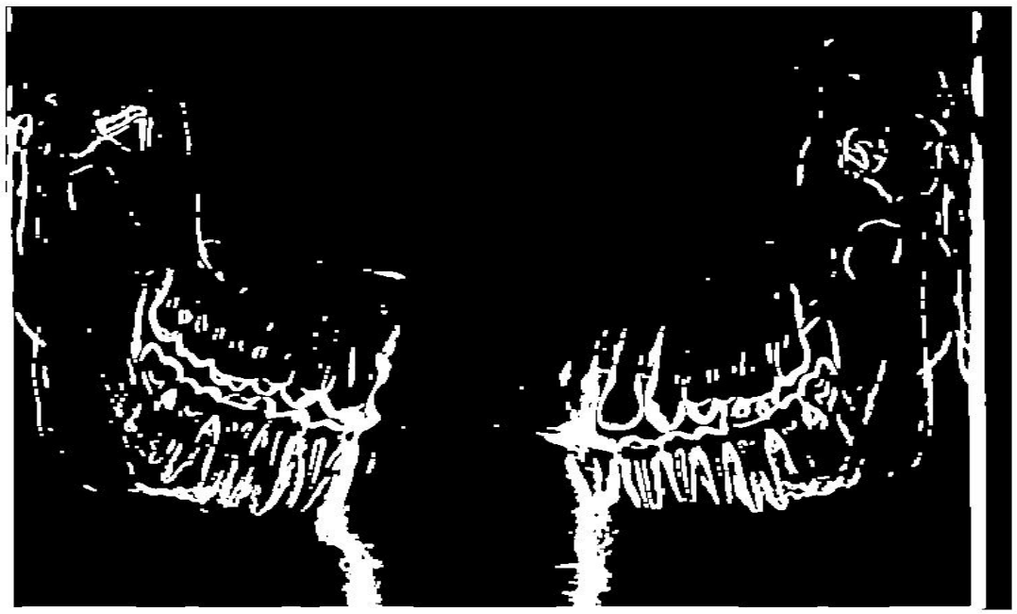
- 全ての歯列において焦点のあった画像
  全画素の最適な仮想投影面の拡大率を求める

- **微分フィルタが抽出するエッジを利用**
  焦点の合っている部分には強いエッジが得られる

エッジの抽出



プリューウィットフィルタ



ソーベルフィルタ

LoGフィルタ

最適な仮想投影面の拡大率

20枚のエッジ抽出画像の画素I(x,y)において、

エッジが存在するか？

しない → 周囲のエッジが存在する画素の仮想投影面の拡大率から補間

する ↓

一番強いエッジが得られる仮想投影面の拡大率を選択

エッジ以外での最適な投影面の拡大率の補間

* エッジの位置はxy平面に比較的不規則に分布

* **改良シェパード法**
  -xy平面に不規則に分布するデータを用いて、任意の位置でデータを推定

改良シェパード法

- 求めたいデータ点とサンプリング点の距離に応じた重み付け

計算式：

$$f(x,y)=\sum_{i=1}^{n} w_i f_i, w_i = \frac{\left(\frac{R-h_i}{Rh_i}\right)^2}{\sum_{j=1}^{n}\left(\frac{R-h_j}{Rh_j}\right)^2}$$

R:一番遠いサンプリング点とデータ点の距離

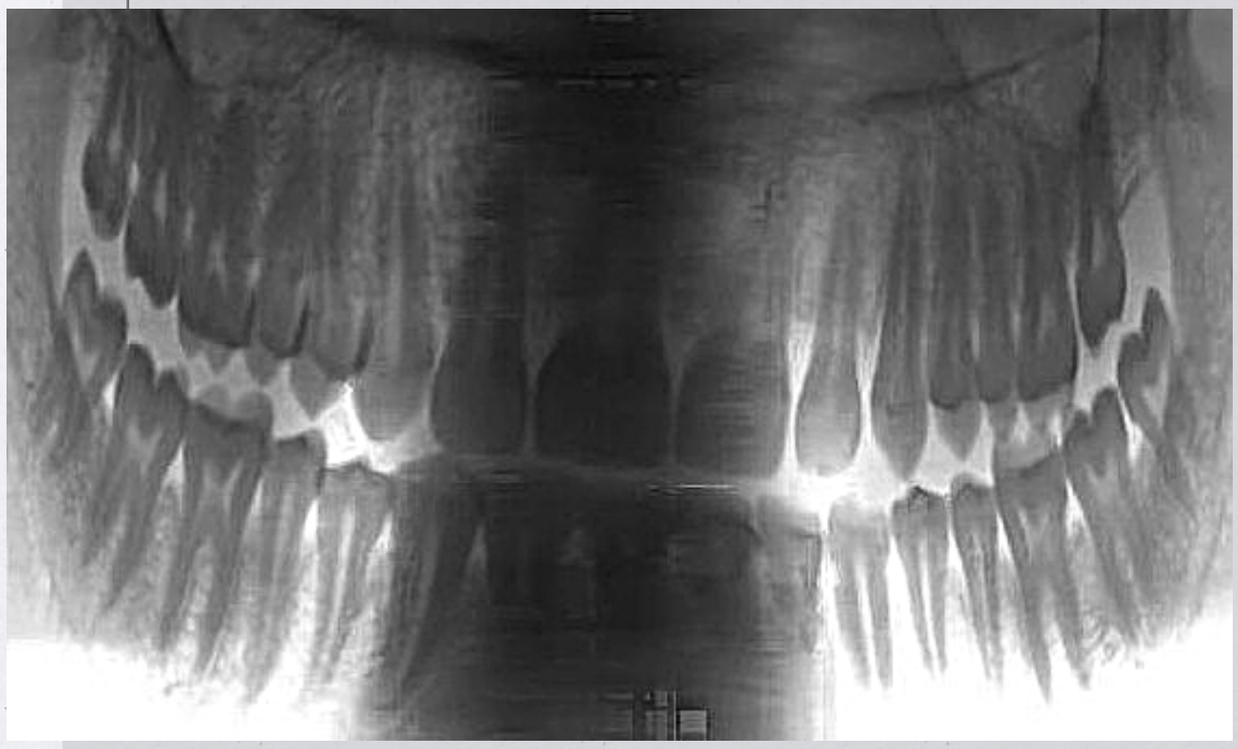
h:各サンプリング点とデータ点の距離

f_i:各サンプリング点の投影面の拡大率

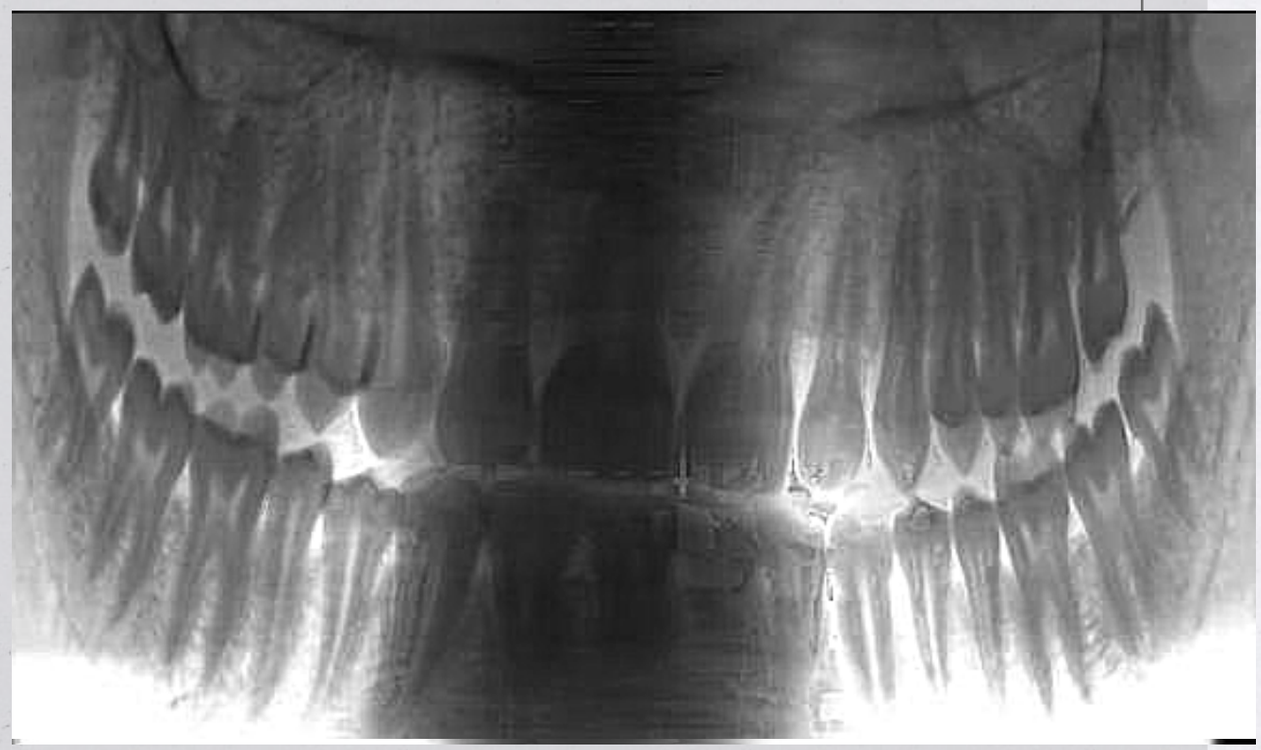
f(x,y):(x,y)における最適な投影面の拡大率

- サンプリング点は求めたいデータ点の上下左右でそれぞれ一番近いエッジ上の点

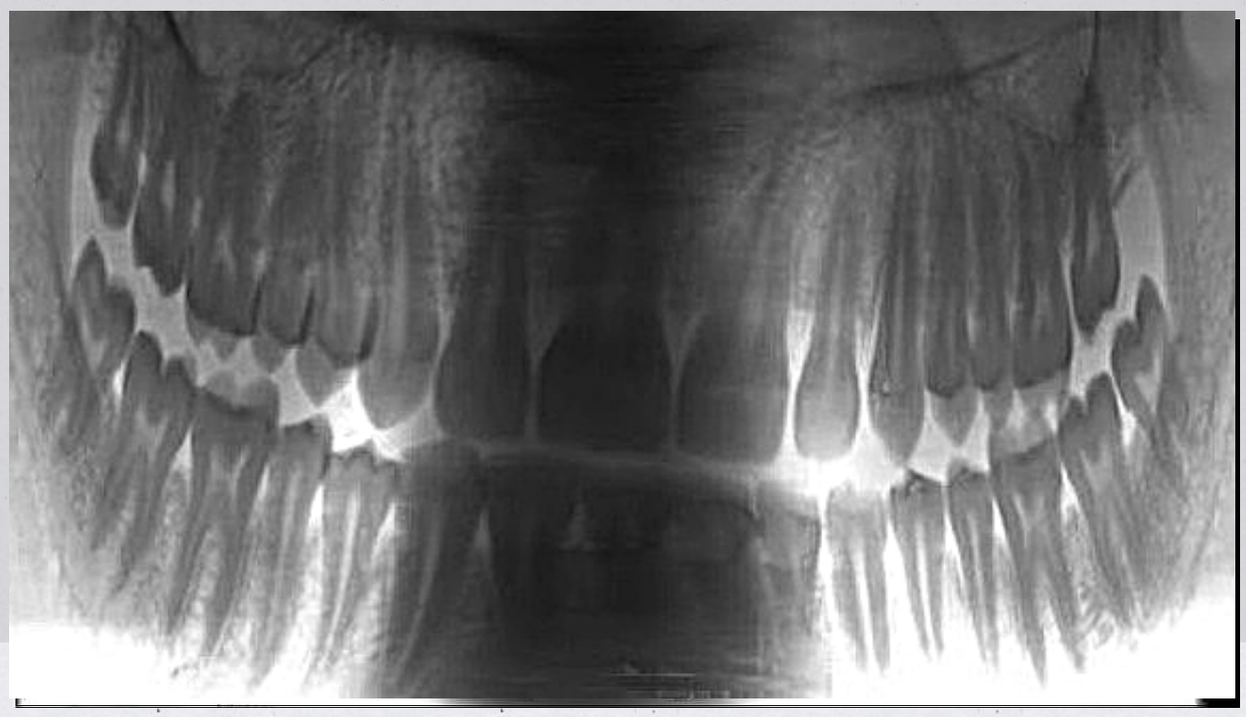
最終画像の生成結果



プリューウィットフィルタ



ソーベルフィルタ



LoGフィルタ

まとめ

- 光線空間法の考え方を使用したデンタルトモシンセシス画像の生成手法の提案
- エッジ抽出を用いた最適な仮想投影面の決定と最終画像の生成法の考案

課題点

- 従来法との比較が不十分
- 全データを用いたトモシンセシス
- 多くの測定データを使った検証
- 投影面の決定が不安定
  -安定したエッジの抽出方法が必要

研究の背景と概要

- 歯科X線パノラマ撮影装置の問題
  - 患者の撮影位置が規定値からずれることによるぼけの発生

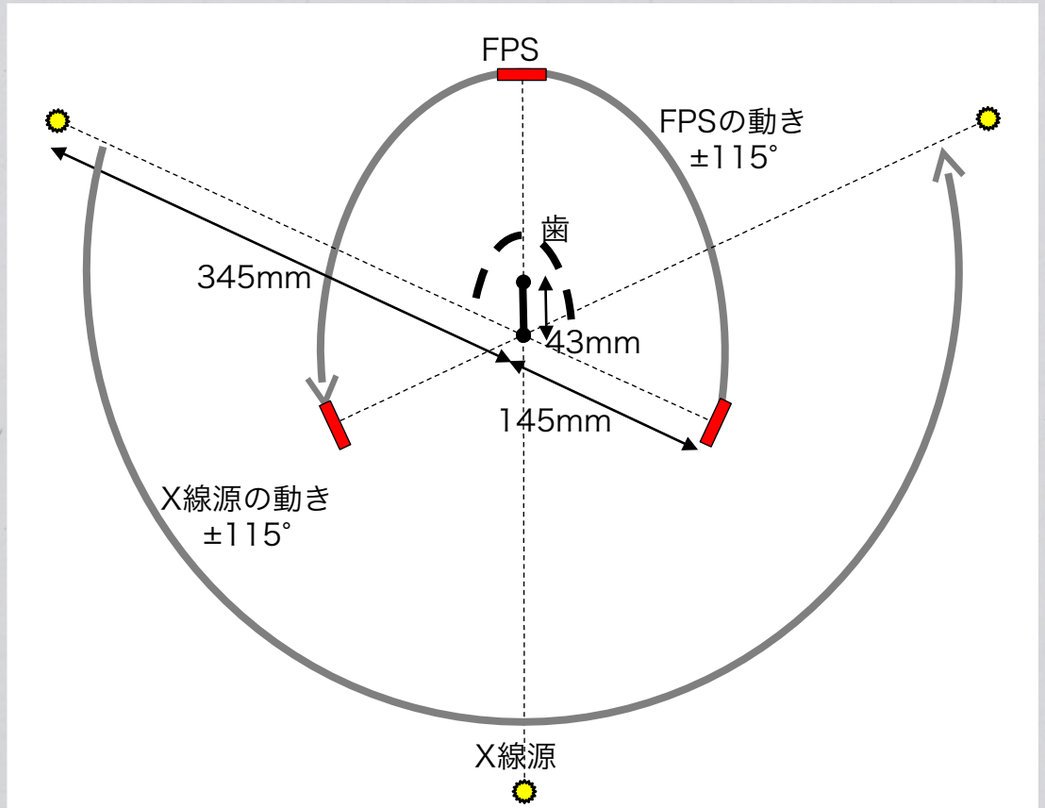
-トモシンセシス法を用いた画質改善[1)]

ぼけが発生しても再撮影なしに、画像処理でぼけのない画像を再構成できる

1)K. Ogawa, R.P. Langlais, W.D. McDavid, M. Noujeim, K. Seki, T. Okanoand T. Sue, “Development of a new dental panoramic radiographicsystem based on a tomosynthesis method,” Dentomaxillofacial Radiology,39(1), 47-53,2010.

装置の構成(2/2)

* 頭部の周囲を回転しながら回転中心が前後に移動
* 回転の間に3700フレームのデータを取得

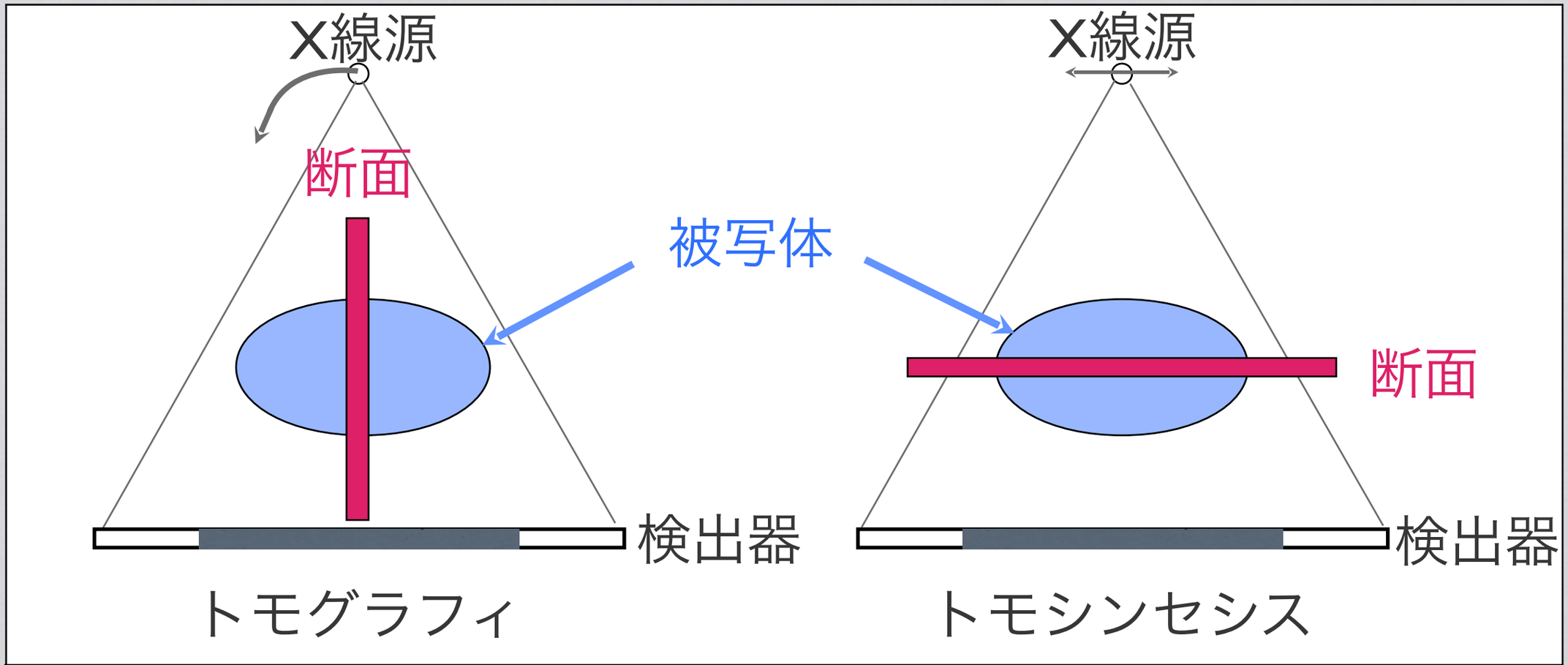


撮影装置の動き

トモシンセシスとは

- 医療用X線画像撮影装置において、画像を高画質化する技術のひとつ
- X線透過画像は内部構造が重なっており、個々の組織の観察がしづらい

トモグラフィとトモシンセシスの違い



完全な３次元構造を復元	特定の断面を強調
~~X~~線源からみて~~垂直~~断面像を形成	~~X~~線源からみて~~水平~~断面像を形成
トモグラフィの被曝量 > トモシンセシスの被曝量	

トモシンセシスの歴史

* フィルム撮影されたX線画像を用いたトモシンセシスの提案(1970年代前半)
  -フィルムによる画像の重ね合わせは合成画像が暗くなる→当時普及しなかった

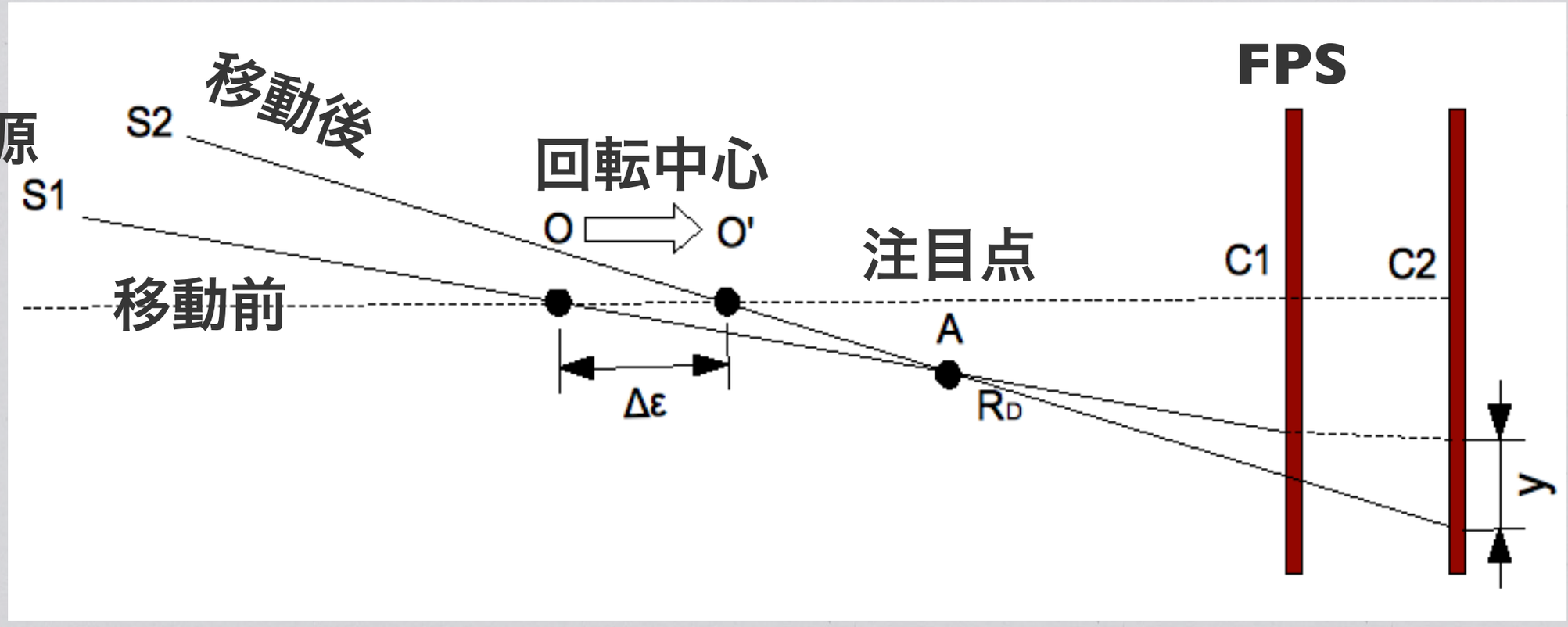
* フラットパネルセンサの実用化、デジタルX線撮影装置の普及
  -問題の解決によりトモシンセシスが再度注目
  -現在では様々な分野で応用されている

歯科X線パノラマ撮影装置における従来のトモシンセシスのずれ量計算

* ずれ量：歯列と撮影装置の位置関係で決定
  -歯列形状には個人差がある
  →適切なずれ量は個人によって異なる

従来のトモシンセシスのずれ量計算

- 装置の動きによっては
  垂直方向についてもずれが発生



研究の背景と概要

* 従来のトモシンセシス法での
歯科X線パノラマ画像生成の問題
-装置の動き→場合によっては再構成のための
計算式が複雑化
装置ごとに計算式の導出が必要
-歯の位置→歯の位置は患者で異なる
→焦点を合わせる位置の問題

光線空間の取得(1/2)

* X線撮影装置における一本の光線
  - 点光源の位置
  - FPSの一つの画素の位置
  - 画素値

* 光線は３次元空間の直線

光線空間の取得(2/2)

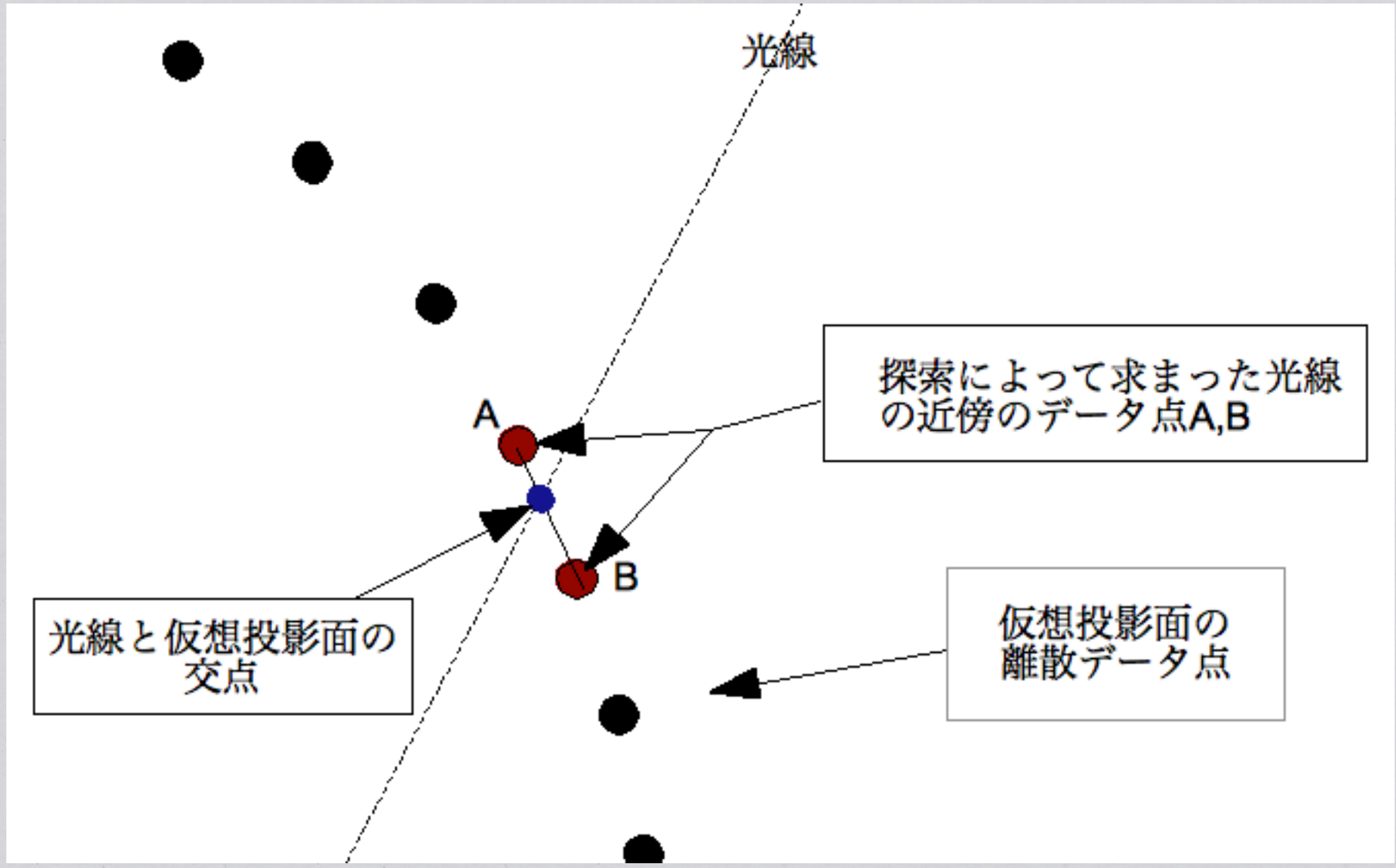
* FPSの一つの画素の３次元座標：$(X_{sensor}, Y_{sensor}, Z_{sensor})$
  X線源の３次元座標：$(X_{source}, Y_{source}, Z_{source})$

* 直線の式：

$$\frac{x - X_{sensor}}{X_{source} - X_{sensor}} = \frac{y - Y_{sensor}}{Y_{source} - Y_{sensor}} = \frac{z - Z_{sensor}}{Z_{source} - Z_{sensor}}$$

光線集合と投影面の交点計算(2/3)

- 抽出した歯列形状の曲線はxy座標の集まり



光線集合と投影面の交点計算(1/3)

* 光線を表す直線をz=0のxy平面に射影
* ２次元直線と歯列形状の曲線の交点を求める

光線集合と投影面の交点計算(3/3)

- 交点座標のx,y座標からz座標を計算
  z座標を求める式：

$$Z_{cross} = \frac{\sqrt{(X_{cross} - X_{source})^2 + (Y_{cross} - Y_{source})^2}}{\sqrt{(X_{sensor} - X_{source})^2 + (Y_{sensor} - Y_{source})^2}} Z_{sensor}$$

- 光線と投影面の交点座標が求まった

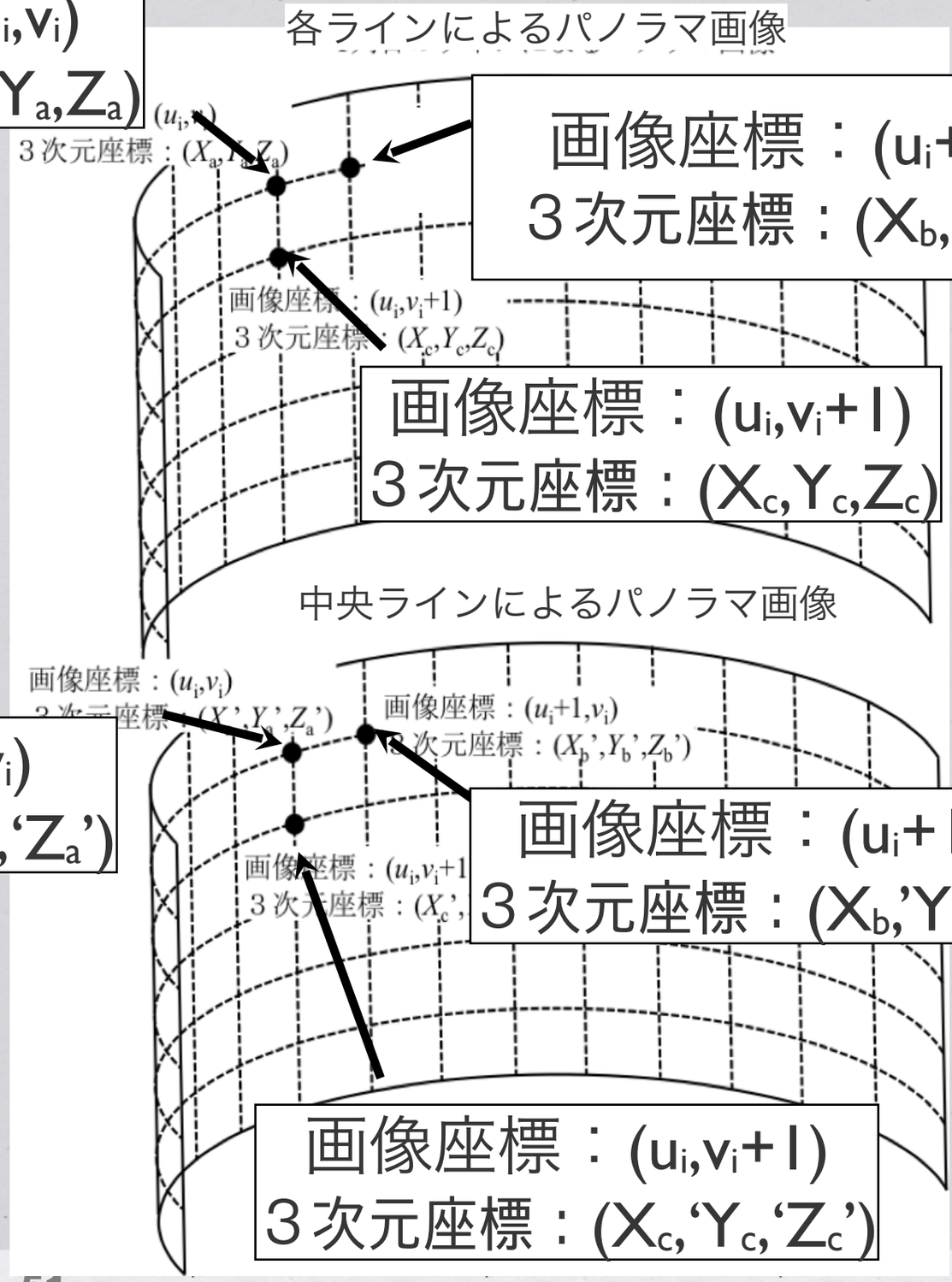
交点集合の二次元画像への変換

画像座標：(u_i,v_i)
３次元座標：(X_a,Y_a,Z_a)

$$dx=\frac{X_b-X_a+X_b'-X_a'}{2}$$

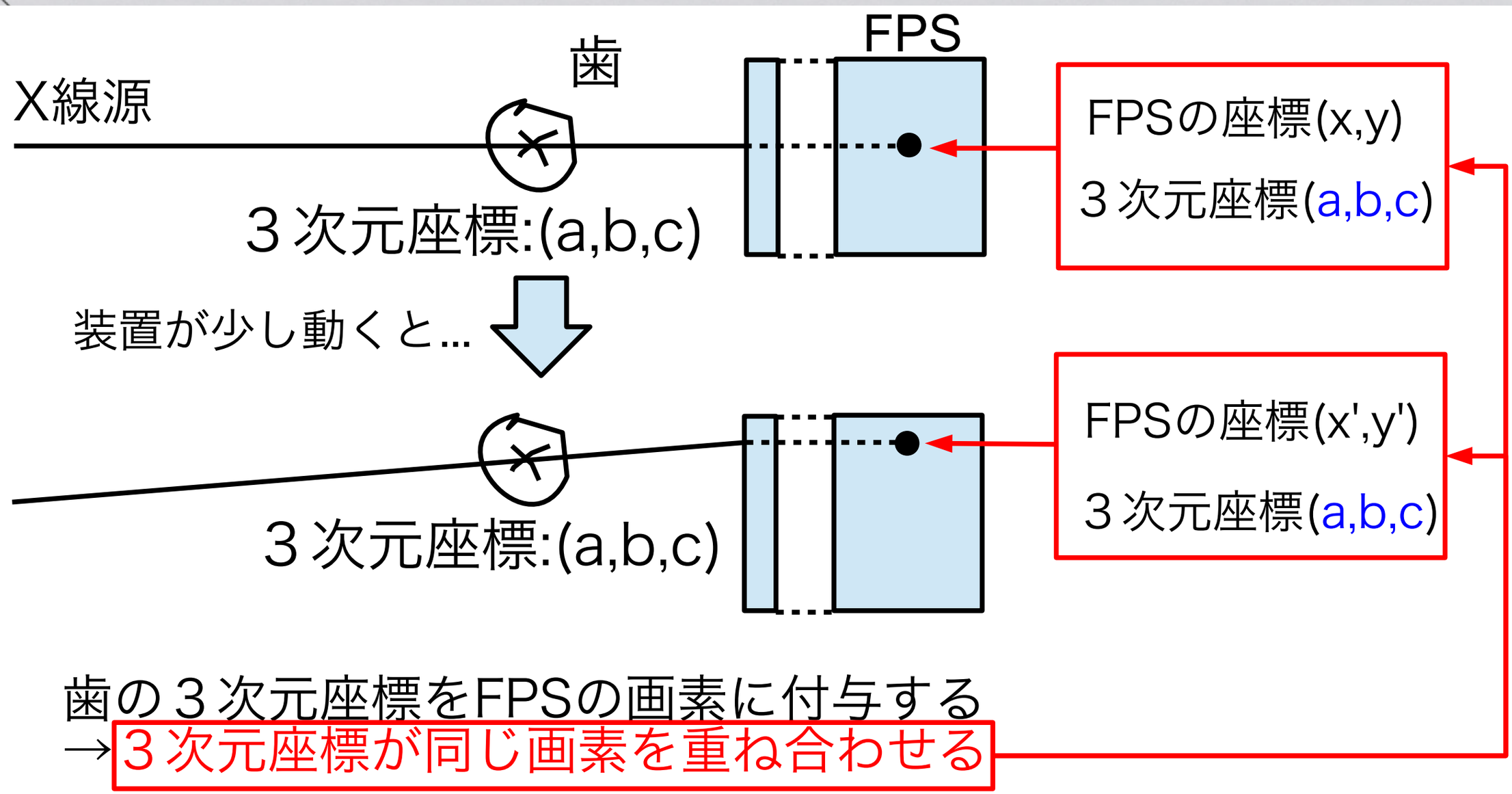
$$dy=\frac{Y_b-Y_a+Y_b'-Y_a'}{2}$$

$$dz=\frac{Z_c-Z_a+Z_c'-Z_a'}{2}$$



画像座標：(u_i,v_i)
３次元座標：$(X_a,'Y_a,'Z_a')$

交点集合の二次元画像への変換



歯の３次元座標をFPSの画素に付与する
→３次元座標が同じ画素を重ね合わせる

交点集合の二次元画像への変換

* 投影面上で画像化する位置を決定
-FPSの中央ラインに対応する740個の
交点位置を走査方向に740フレーム分
集めた740×740の交点を画像化する位
置とする

交点集合の二次元画像への変換

- 各列の交点座標は、画像座標と３次元座標を持っている
- 各列と中央列における３次元座標の値から、画像座標のずれ量を計算する

エッジ以外での
最適な投影面の拡大率の決定(1/2)

- エッジ以外の位置での
  最適な投影面の拡大率
  -近接するエッジにおける
  仮想投影面の拡大率から補間