

# 「DICOMファイルより三次元構築する際の閾値決定方法」

医歯薬学総合研究科  
川本 知明

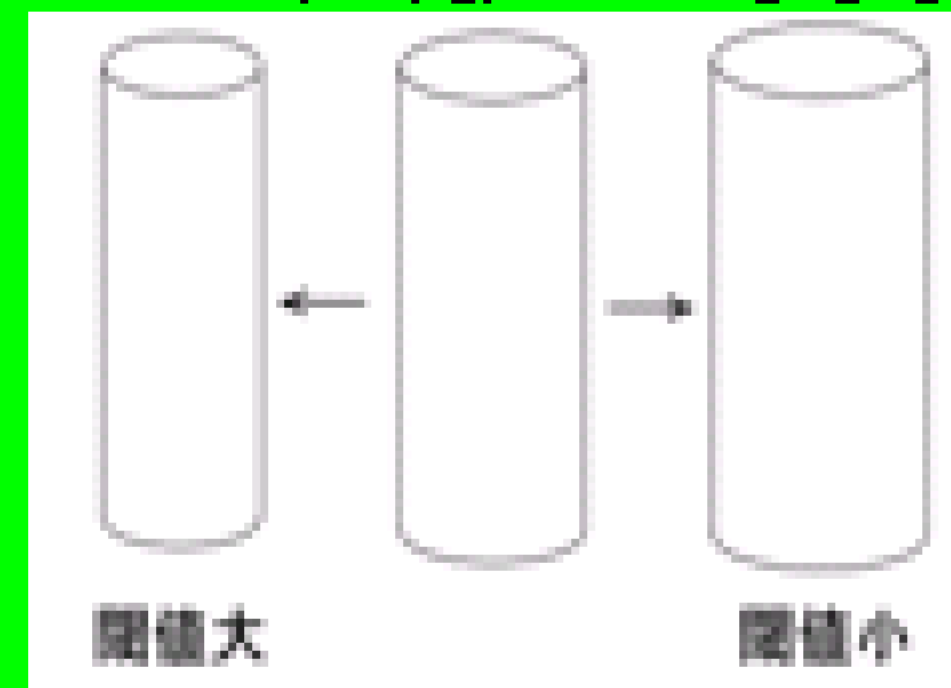
# 研究背景

三次元画像構築にポリウムレンダリング法とサーフェスレンダリング法が開発されています。ポリウムレンダリング法は、CT値をそのまま表現することによって三次元画像を構築する方法ですが、表面のデータを持たないため、形態を計測することが難しいとされています。サーフェスレンダリング法は、作成された点群(ポリゴン)を三角形のパッチで覆うことによって可視化出来るモデルを作成する方法で、スムージングをかけることも出来ます。そのうえ、表面データを持っているので形態をデータとして表現することが出来、計測が可能です。

しかし、サーフェスレンダリング法においては、可視化する際に閾値を決定しなければなりません。通常は、術者が経験的に閾値を決定して三次元画像を構築しています。そのため、同じ物体あるいは患者さんであっても構築された画像は常に一定ではありません。患者さんの経過観察中に経時的な変化を比較するには、CT撮影などを行いその画像を比較しますが、その際には、**画像を一定にして観察するのが理想**です。しかし、実際は、画像を一定にする手段が無く、正確な経時的変化を見ることが出来ていないのが現状で、開発の必要がありました。

# 開発に至るまでの考え方

DICOMファイルから元々のモデルの大きさと全く同一の形態に三次元構築することは困難ですが、**そのモデルに最も近い形態の閾値を求めるには**、どうすれば良いかと考えました。閾値を変化させることで、三次元構築されたモデルのサイズが変化することは、既知の事実です。



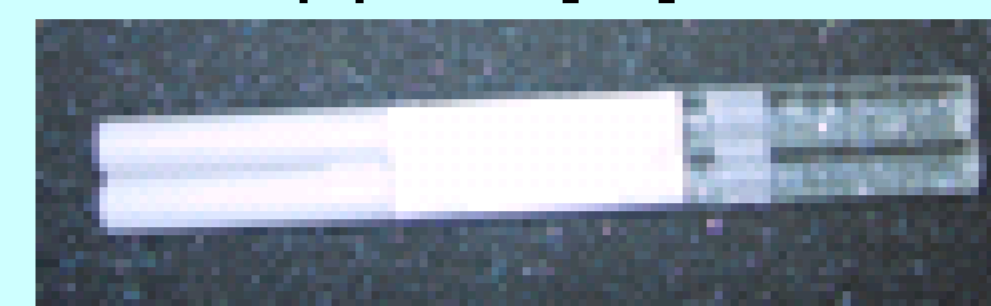
既に形態が分かっているモデルを三次元構築するには、閾値を変化させてその形態に合わせることで、簡単に解決出来ます。**形態に合わせて閾値を決定する**ということに注目しました。正確にモデリングされる時の閾値は、CT値に応じて変化するという事は判っています。構築する対象となるモデルよりCT値が高い値のファントムと低い値のファントムと、対象となるモデルを同時にCT撮影し、得られたDICOMファイルからそれぞれのファントムが可能な限り正確に三次元構築される時の閾値を求め、さらにそれぞれのCT値と閾値の関係式を求め、その関係式に三次元構築する対象となるモデルの表面のCT値を代入すると構築するモデルの閾値が得られるのではないかと考えました。

# 検証方法

## 1. ファントムの作製

密度の異なる直径10mm、長さ50mmの円柱のファントムを2個ずつ3種類作製しました。

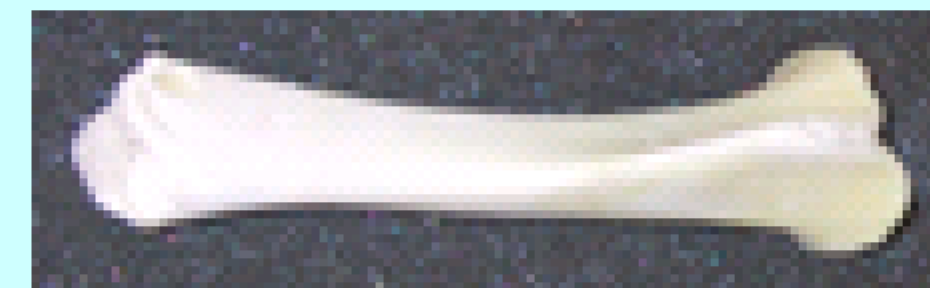
一つは、直径10mmの市販の亚克力樹脂で、あと二つは、1300°Cで焼成したアパタイトと焼成せずに、プレスのみで作製したアパタイトです。



左から、焼成アパタイト、プレスしたアパタイト、亚克力樹脂の順で並んでいます。

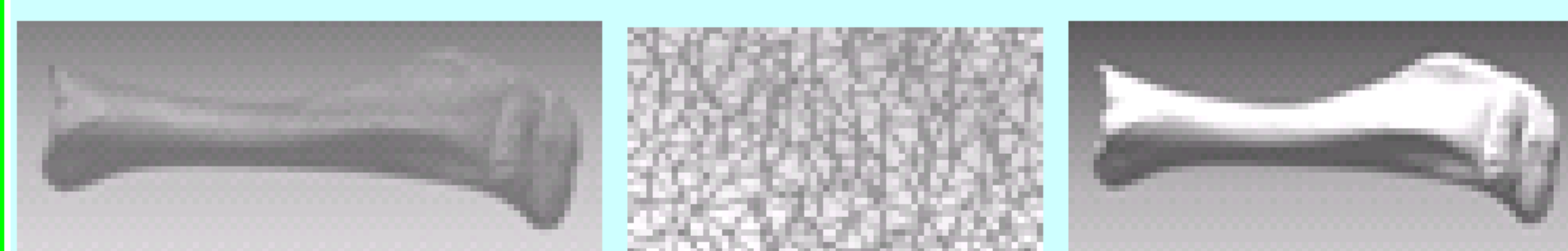
## 2. 豚乾燥骨の作製

市販の豚骨(部位は不明)を脱脂、漂白、乾燥して豚乾燥骨を作製しました。



## 3. 豚乾燥骨表面データの収集

非接触三次元デジタイザーOptoTOP(ドイツ: Breuckmann Co.Ltd)を用いて豚乾燥骨表面をスキャニングし、それらの表面データを繋ぎ合わせて三次元モデルを構築し、表面データを得、これをコントロールとしました。OptoTOPは、6μm以下の誤差で表面データを点群で表現出来る能力を有しています。



ポリゴン      ポリゴンの一部拡大      コントロールモデル

## 4. CT撮影による豚乾燥骨のDICOMデータの収集

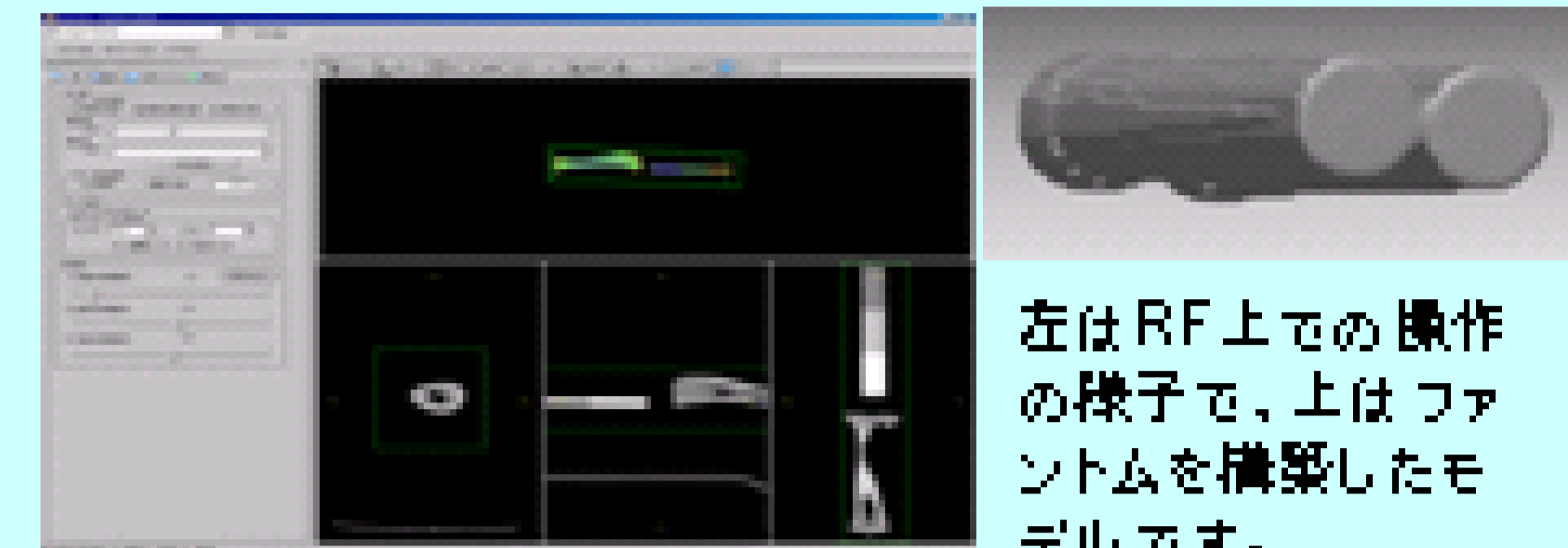
豚乾燥骨と円柱ファントムを直列に並び、GE社製のCT装置にて撮影を行いDICOMファイルを得ました。なお、スライス厚は、1.25mm、ボクセルサイズは、0.4×0.4×1.25mmです。

## 5. DICOMファイルの取り込み

得られたDICOMファイルを三次元構築ソフトウェアRapidForm(INUSテクノロジー社: 韓国、以下、RFと略)に認識させました。RFはサーフェスレンダリング法によって、表面の形状を表すことが出来、同時に様々なスムージングを掛けることが出来るソフトウェアで、近似した2つの表面データを自動で比較計測出来る機能も有しています。

## 6. RF上での操作

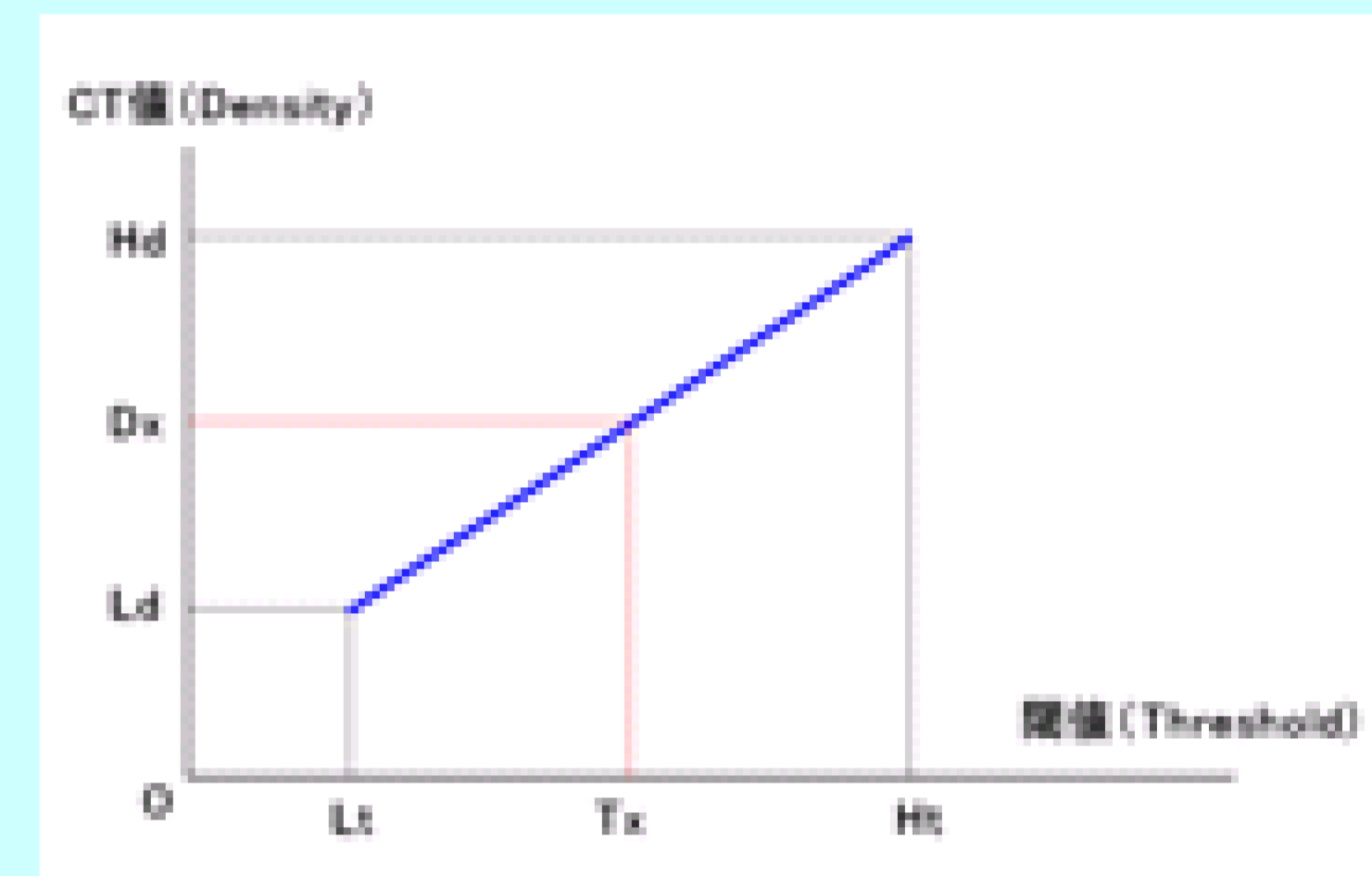
RFを操作して、まず、作製した3種類のファントムのRF上での密度(亚克力樹脂の密度:Ld、焼成アパタイトの密度:Hd)を測定しました。次にRF上で、亚克力樹脂、焼成アパタイトのファントムが元々の形態に最も近い大きさに三次元構築された状態の閾値(Ht、Lt)を求めました。



左はRF上での操作の様子で、上はファントムを構築したモデルです。

## 7. 密度と閾値の関係式

密度と閾値の関係式を求め、それに豚乾燥骨の外側に近いボクセルでの密度Dxを測定し、その値を関係式に代入し、閾値(Tx)を求めました。



## 8. 算出した閾値での豚乾燥骨の三次元構築

算出した閾値(Tx)を元に豚乾燥骨をRF上で三次元構築し、その表面データを得ました。閾値よりもCT値が低いところは、欠損として表現されるため、骨端部では、欠損しているのが認められます。



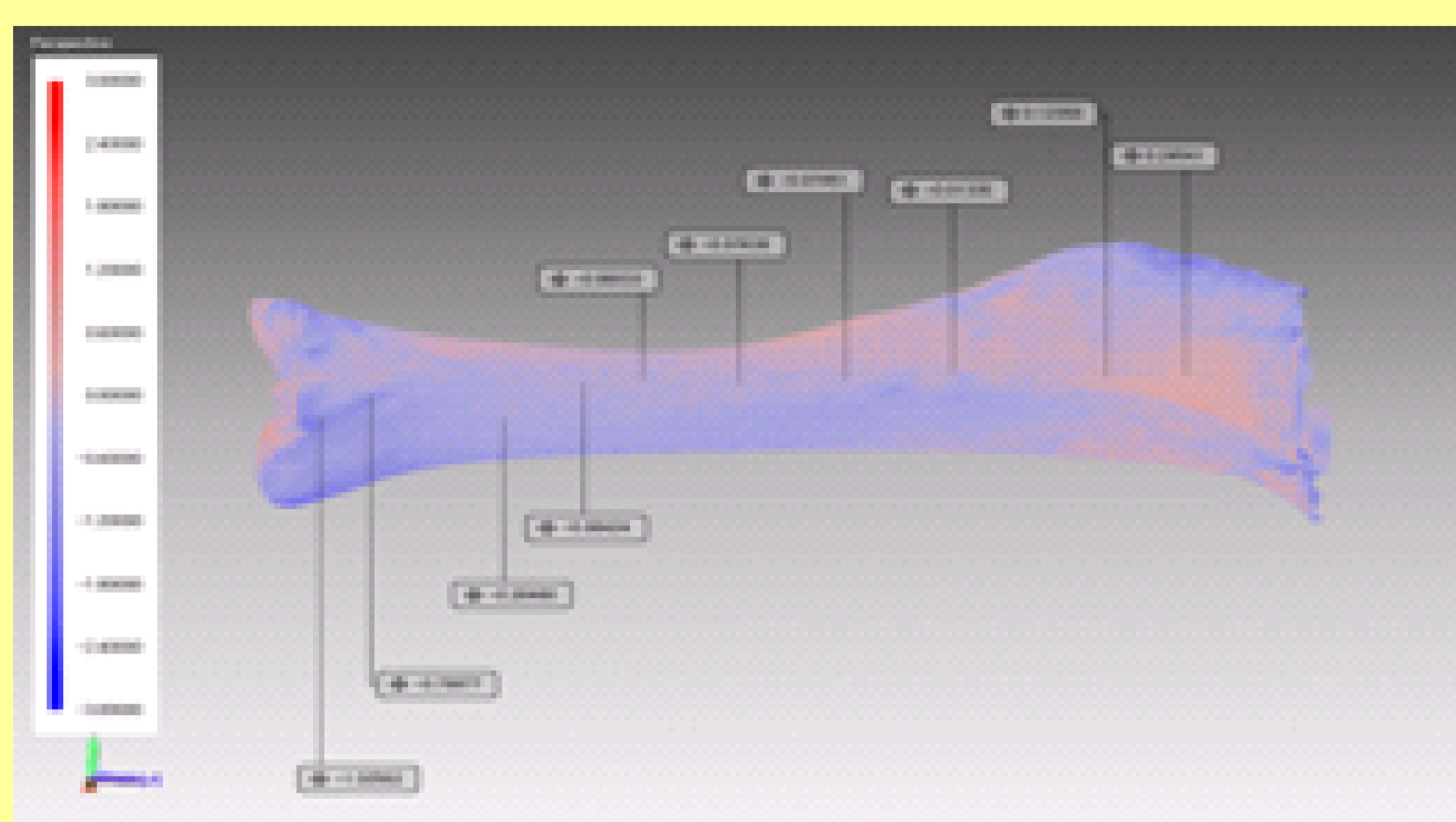
## 9. RF上でのモデルの比較

RF上で三次元構築した豚乾燥骨モデルとコントロールとしたモデルの比較を行いました。RFは、2つの近似したモデルのそれぞれを最も表面の距離の差のない位置に配置させ(RFでは、ベストフィットと呼んでいる)、それぞれの距離を計測することが出来る機能を有しています。**なお、ここで言う距離とは、一方の構築の際に作製される三角形のパッチともう一方の点群の点との距離のことです。**この機能を用いて距離の差を計測しました。

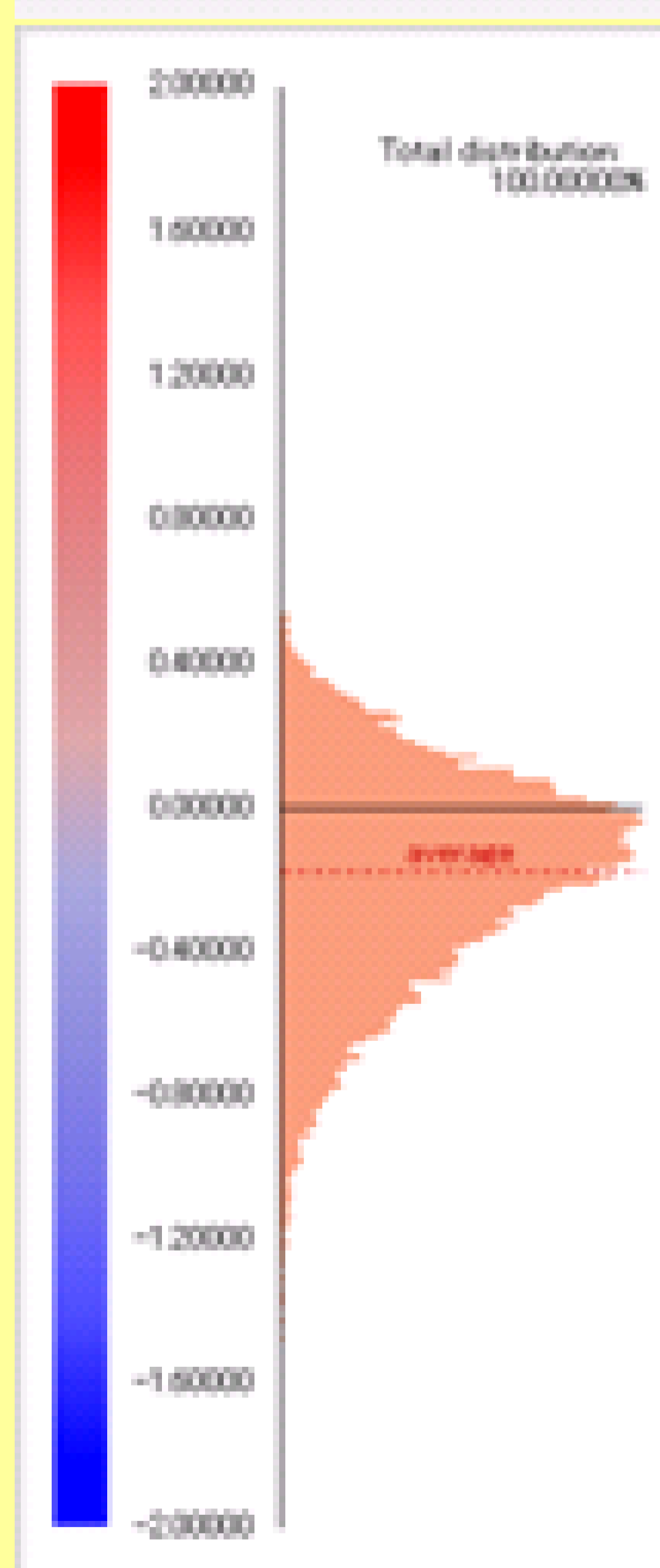
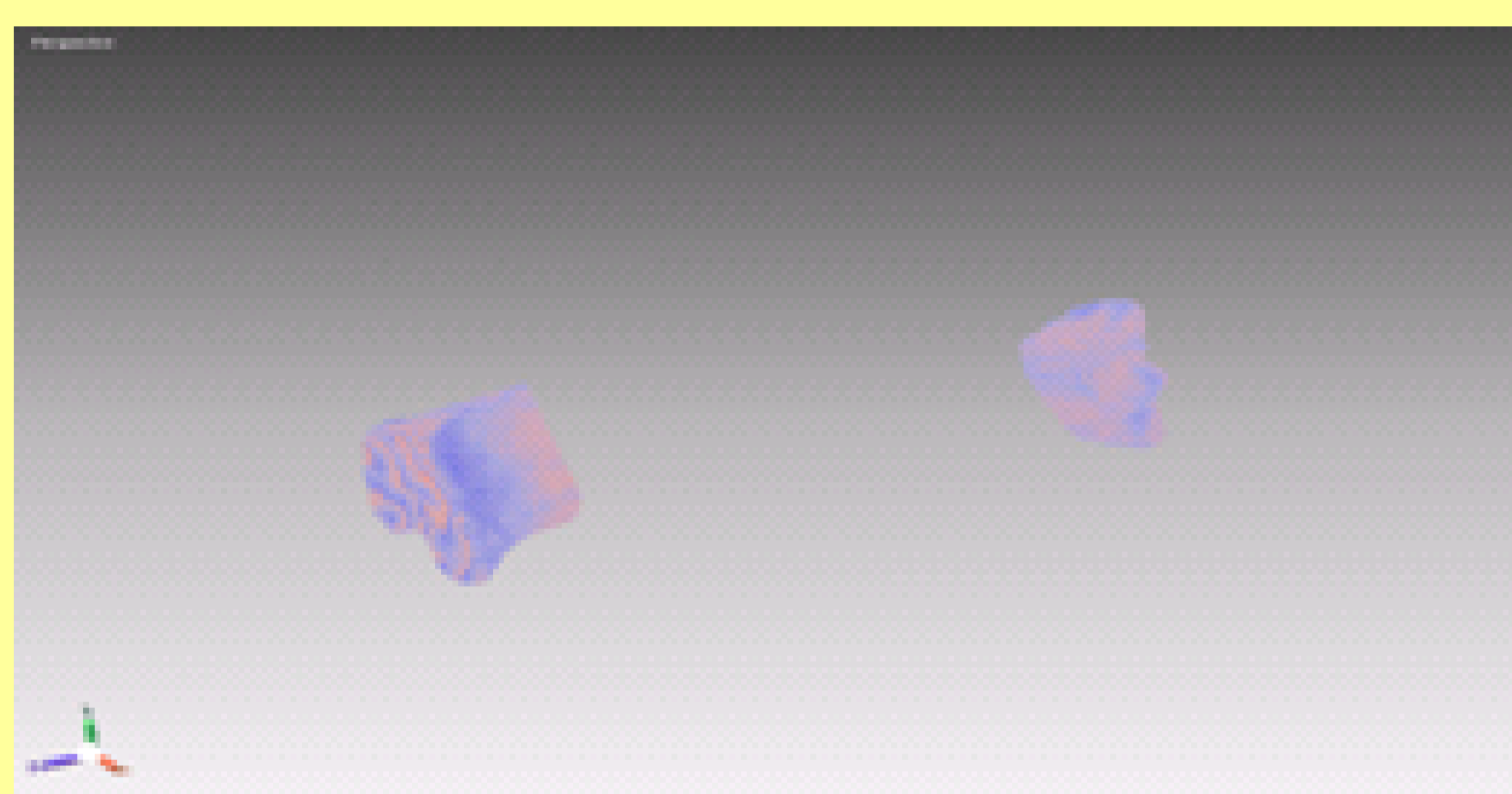
骨端部については、骨端部のCT値を計測し、閾値を求め、骨端部でのモデルの比較を行いました。

# 結果

1. **骨中央部**を対象としてCT値(密度)を測定し、求めた密度と閾値の関係式から、閾値を計算し、その閾値で構築した豚乾燥骨の**中央部は、0.1mm以下の差で構築されている**のが認められました。**骨端部では、差が大きくなっている**のが認められました。



2. **骨端部**を対象としてCT値を測定し、同様に閾値を求めて、構築した豚乾燥骨の骨端部と、コントロールのモデルを比較したところ、ある程度の差が認められましたが、**差の分布**を調べたところ、**比較的精度良く構築**されているのが認められました。



上の図は、RF上でのモデルの比較で、赤く表示されているのがコントロールより大きくなっている部位で、青く表示されているのはコントロールより小さくなっている部位を示しています。

左のグラフは、モデル同士の距離の差の分布を表しています。

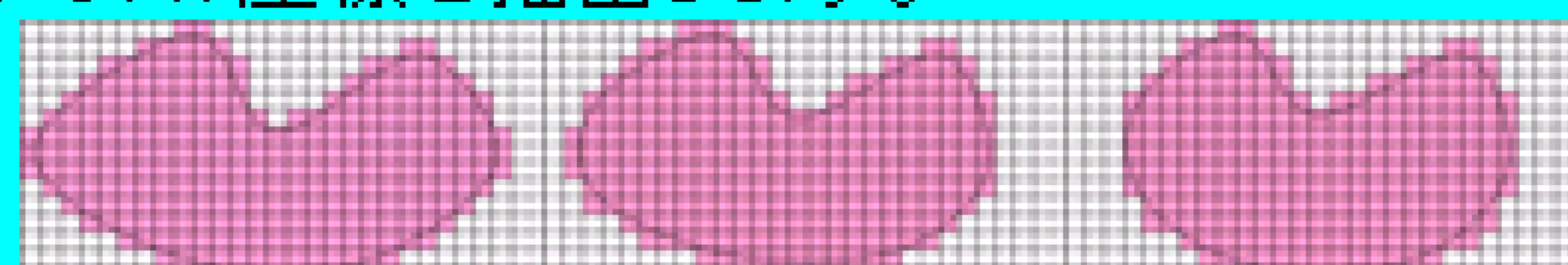
# 補足

☆デジタル画像上で、正確な表面のCT値を得るための画像処理方法について(表面のCT値の算出方法)

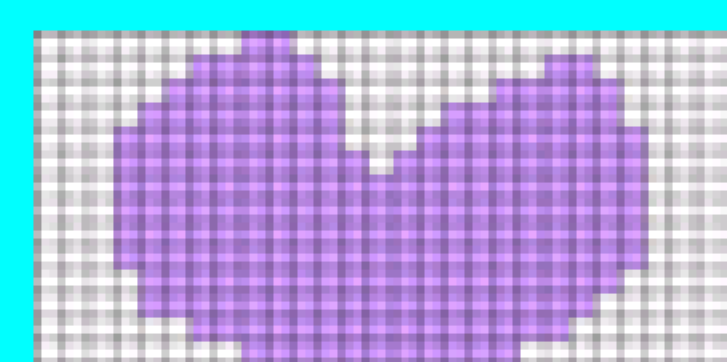
CTの1スライス毎に作成(構築)されるボクセルのCT値を調べたところ、骨の表面のCT値は、周囲の組織のCT値による影響を受けており、CT値が小さくなっているのが認められました。検証では、周囲の部分のCT値による影響を受けていないボクセルで最も表面に近いボクセルのCT値を選択し、その平均値を取って表面に近い部分での正確なCT値としています。しかし、これは、手動で行っており、今後、これを実用するには、どうしても、自動で行うアルゴリズムの開発が必要になります。

そこで、一方法を考案いたしました。

1. 3枚の連続するスライス画像で、スライス方向をZとし、各スライスで、構築されるボクセルの配置をXY座標と仮定し、重なった3つのスライス上で、同じXY座標で3つ共に存在するボクセルのXY座標を抽出します。

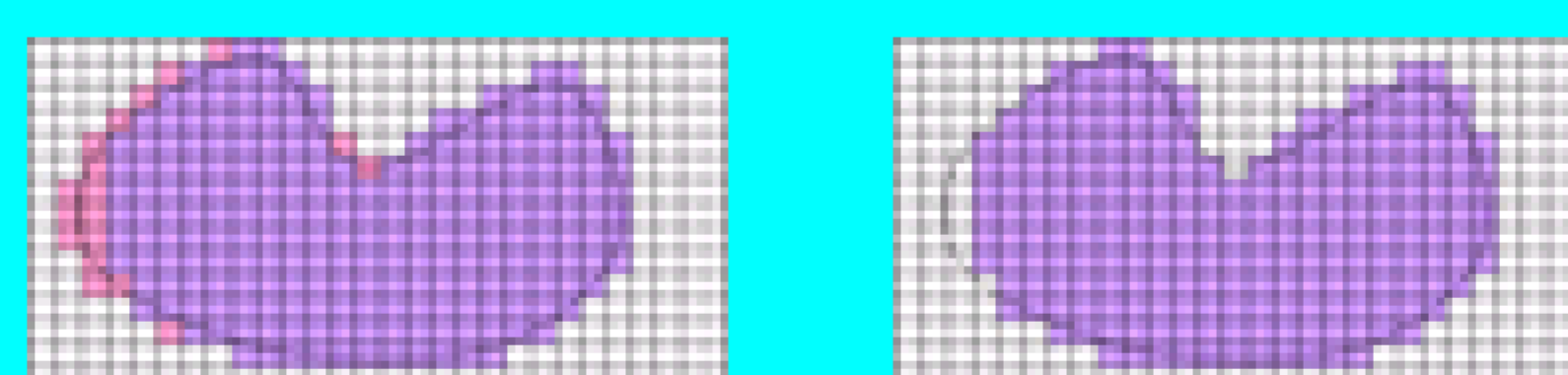


連続する3枚のスライス

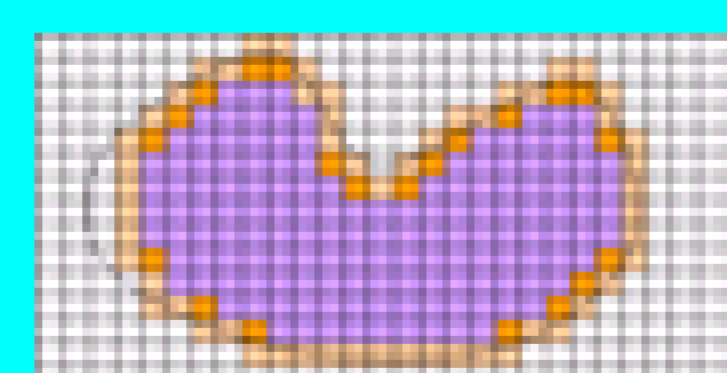


連続する3枚のスライスの共通ボクセル

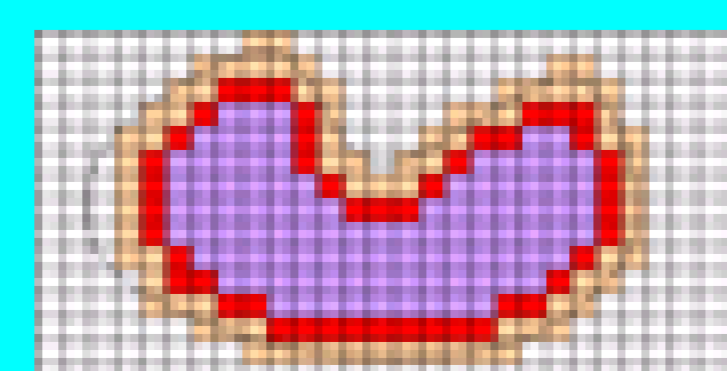
2. 次に**中央のスライス**で、抽出したボクセルとの共通部分のみを抽出します。



3. その抽出した画像で、最外側のボクセルを除き、その中央のスライス上で、最外側のボクセルをつなぐ様に面で接しているボクセルも除き、残ったボクセルの最外側のボクセルのCT値を測定することで、表面のボクセルの最適なCT値が求められます。



- 最外側のボクセル
- 最外側のボクセル同士が面で接していない部分をつなぐ様に内側に新たに選択したボクセル  
(外形に関与するのは、この2つのボクセルです。)



- 外形に関与するボクセルの内側に面で接しているボクセル

# 従来技術は？

●従来技術は、未だに実用化されていません。過去に特許など、いくつかのご提案はございますが、何れにおきましても、微分方式によるものであるなど、高度な手法を採用したもので、応用が難しいという問題があります。

# 本提案は？

●本提案は、手法が簡単です。すなわち、CT値と閾値との関係が、一次関数です。

●実測に基づき再現性と整合し、精度良い輪郭抽出が可能となります。

●三次元画像構築ソフトウェアを導入している施設では、そのソフトウェアを利用出来ます。

# 何に利用出来る？

●CT撮影をして、容易に閾値を決定出来るので、CT撮影をしてモデリングをしようとする業界には有用です。

●それゆえ、あらゆる業界に応用可能です。

# 市場規模は？

●どの程度、認知していただけるかにかかっています。

●全世界で認知していただければ、計り知れません。

# 今後は？

●本提案を利用して簡単に全体のモデリングが出来るようなソフトウェアの開発が必要です。

●まだまだ、アイデアがございます。お声をお掛け下さい。

## 本技術に関する知的財産権

発明の名称: 画像処理装置  
出願番号: 特許出願2007-134450  
出願人: 岡山大学  
発明者: 川本知明

発明の名称: 画像処理装置  
出願番号: PCT/JP2008/058368  
出願人: 岡山大学  
発明者: 川本知明

## お問合せ先

〒700-8525 岡山市鹿田町2-5-1

岡山大学大学院医歯薬学総合研究科

顎口腔再建外科学分野 川本知明

電話 086-235-6697 FAX 086-235-6699

E-mail: tom\_kat@md.okayama-u.ac.jp

icms.jp@aboo.co.jp

なお、本研究は、よっかつ有限工学振興財団研究助成金を得て行っております。