

頭部 CT 検査における撮影角度及び範囲の自動設定の試み

西丸 英治^{†,††}, 市川 勝弘^{††}, 藤岡 知加子[†], 木口 雅夫[†], 石風呂 実[†], 鈴木 正行^{††}

[†]広島大学病院診療支援部 〒734-8551 広島市南区霞 1-2-3

^{††}金沢大学大学院医学研究科保健学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

(2009年10月8日受付, 2009年12月18日最終受付)

Automatic determination of Scan angle and range for Brain CT

Eiji NISHIMARU^{†,††}, Katsuhiko ICHIKAWA^{††}, Chikako FUJIOKA[†], Masao KIGUCHI[†],
Minoru ISHIFURO[†] and Masayuki SUZUKI^{††}

[†]Department of Radiology, Hiroshima University Hospital, Kasumi 1-2-3, Minami-ku, Hiroshima, 734-8551, JAPAN

^{††}Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, 5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, JAPAN

(Received on October 8, 2009. In final form on December 18, 2009)

Abstract: Reference lines of brain computed tomography (CT) is orbitomeatal (OM) line that runs through the external canthus and the center of the external auditory meatus. However, because it is difficult to identify OM line on the scout image which is 2-dimensional X-ray image, OM line is usually set by radiological technologists subjectively. The purpose of our study is to propose a method which detects the scan angle and the scan range used on the scout images automatically. The algorithm in our proposed method is based on a two-dimensional post-processing that is the method of Hough transformation conversion for detecting the scan angle and the Cross-correlation technique for the scan range. Our proposed method was tested using the scout images of 30 clinical patients' data by visual evaluation of four radiological technologists. Four radiological technologists evaluated the results of the clinical cases and 28 cases (93%) of CT examinations with using our method were acceptable. We confirmed it has the potential to improve the consistency in scan planning of brain CT, because the proposed method detects almost accurately the scan angle and the scan range in clinical cases. In conclusion, it is possible to obtain reproducible slice level images.

Key words: computed tomography (CT), brain CT, image processing, scan planning, automatic

1. 緒言

頭部の computed tomography (CT) 検査は、脳神経、脳血管障害疾患におけるスクリーニングとして第一選択に施行される検査である[1, 2]。一般的に撮影領域が脳実質の場合、頭部 CT 検査の基準線は、眼窩中心と外耳孔の中心を結ぶ眼窩外耳孔線 (orbitomeatal ライン: OM ライン) が用いられることが多い[3, 4]。通常 OM ラインは、頭部側面の位置決め画像 (スカウト画像) から設定する。しかし、OM ラインは外観からであれば同定は容易であるが、X 線が透過してきた二次元の画像であるスカウト画像では OM ラインの明確な指標がなく、現在まで関連する報告もない。そのため、個人および施設間で独自の設定ポイントや基準を定めているのが現状である。さらに、操作者の頭部固定による前屈や後屈、また回転の度合いや被検者の先天的な頭部の歪み等が、OM ラインの同定をより困難とする。臨床では、検査数の大幅な増加により検査時間の短縮が余儀なくされ、また被検者の全身状態によっては OM ラインの同定に十分に時間を割けない場合も多い。そのため、撮影断面の再現性は検査を施行する操作者の主観的な要因に大きく影響する。Table 1 は、操作者間による再現性の影響を検証した結果である。評価は、CT 検査の経験年数 5~25 年の診療放射線技師 4 名に本研究の対象画像 (1.1 で詳しく述べる) から無作為に抽出した 5 画像のスカウト画像に対して再度、ガントリ傾斜角度 (以下、撮影角度) を設定してもらい、その角度を検討した。結果を見ると、同一のスカウト画像であるにもかかわらず、操作者に

よって撮影角度の設定が最大で 15 度も異なる場合があった。特に個人差が大きかった Image 1, 2, 5 のスカウト画像を確認すると、外耳孔の認識が困難な症例であり、そのため操作者間で大きく撮影角度が異なると考えられる。また、Image 3 は左右の外耳孔が分離して認識され、どちらを外耳孔とするか迷いが生じる症例であった。Image 4 では、外耳孔の認識は容易であったが、眼窩中心の位置で個人差が生じた。この結果は、スカウト画像を用いた手動による OM ラインの同定が簡便でなく、個人差が生じ易いことを示唆する。Fig.1 に撮影角度の設定の差が比較読影を困難にした症例を示す。Fig.1 の上段 ((a), (b)) は、左頭蓋底腫瘍の術前、下段は術後 2 ヶ月のスカウト画像と第 4 脳室レベルの頭部 CT 画像で、白色の実線はスキャン位置を表している。操作者は、上段と下段で異なっており、

Table 1 Results of the scan angle manually determined by four radiological technologists.

Scout Image No.	Determined scan angle			
	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4
Image 1	10.0°	5.0°	0.0°	-5.0°
Image 2	10.0°	5.5°	0.0°	3.0°
Image 3	7.5°	4.5°	6.0°	0.0°
Image 4	8.0°	6.0°	5.0°	3.0°
Image 5	15.0°	10.0°	5.5°	0.0°

RT : radiological technologist

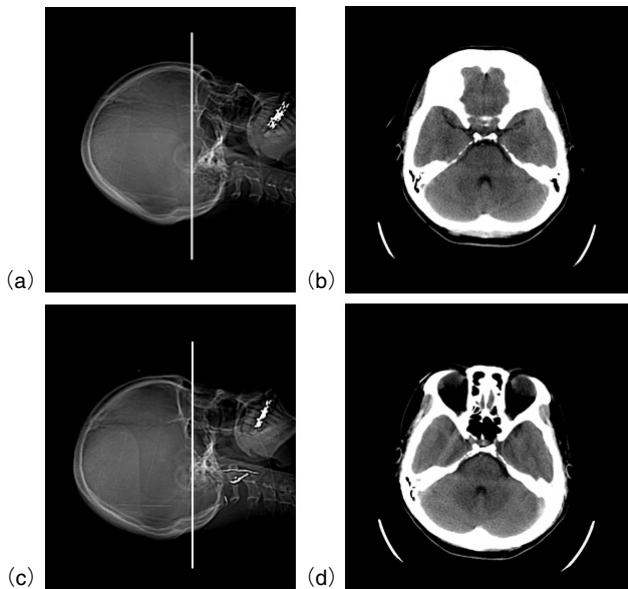


Fig.1 ((a), (b)) Pre-operation and ((c), (d)) two-month-post-operation brain images of the same patient scanned by different radiological technologists. White lines indicate OM-lines set by the technologists.
((a), (c)): scout images. ((b), (d)) axial non-contrast CT images of fourth ventricle level.

スカウト画像と Axial 画像を見ると頭部の固定位置および角度は異なっているにも関わらず、撮影角度は 0 度に設定されていた。このような撮影角度の相違によるスライス面の違いは、画像診断医の比較読影を困難にし、読影効率に影響すると考えられる。

現在、撮影技術支援に関連したアプリケーションソフトは、magnetic resonance imaging system (MRI) 装置においては様々な報告があり、頭部、心臓、脊椎領域に应用されている手法も存在する[5-10]。頭部 MRI 検査において、Itiらは single-shot fast spin echo のスキャン画像から三次元画像を作成し、三次元の脳のテンプレート画像との整合性を解析することで撮影計画設定を行い、臨床への応用の可能性を報告している[9]。また Young らは、種々の撮影条件のスカウト画像から脳の解剖および配置、傾きを画像解析によって認識して撮影角度、撮影範囲を自動設定する automatic scan planning (ASP)の手法を報告し[6]、Springorum らは、この ASP を使用して、手動計画との整合性を検討しており、ASP と手動との撮影計画に差異が認められなかったことを報告している[7]。このように頭部 MRI 検査では、撮影断面の再現性についてその重要性が認識されており、再現性を考慮したアプリケーションソフトの開発が行われている。対して、CT の撮影技術に関連した撮影技術支援のアプリケーションソフトおよび臨床応用についての報告は、頭部、体幹部領域に限らず現在までにない。そのため、日常業務における頭部CT検査の再現性については、操作者の主観的な要因に委ねられているのが現状である。

本研究の目的は、頭部 CT 検査における撮影角度ならびに撮影範囲をスカウト画像から自動的に検出を行う手法を提案し、臨床応用の可能性を検証することである。

2. 方法

2.1 使用装置および対象画像

CT 装置は、GE 社製 Light Speed Ultra 16 を使用した。この CT 装置は 16 列のマルチスライス CT である。対象

画像は、本手法の検証を行うため、過去に三次元再構成画像が依頼され、ヘリカルスキャンを施行した男性18名(年齢17-81歳:平均年齢59.1歳)、女性12名(年齢17-76歳:平均年齢59.2歳)の計30名のスカウト画像(側面画像)とスライスデータ(スライス厚:1.25 mm, 再構成間隔:0.625 mm, 再構成関数:腹部標準関数)を用いた。スカウト画像の撮影条件は、管電圧:120 kV, 管電流:10 mA とし、スライスデータの撮影条件は、管電圧:120 kV, ピッチファクタ:0.562, 撮影時間:1.0 秒, スライス厚および画像再構成間隔:5.0 mm, スキャンビーム幅:10.0 mm, scan field of view (SFOV) および display FOV (DFOV): 250 mm とした。管電流は auto exposure control (AEC) を用いて制御した。管電流制御の指標としてこの装置では、ノイズレベルを画素値の標準偏差値で指定する noise index があり、その値を 3.0 に設定した。

画像データは、DICOM フォーマットでパーソナルコンピュータに取り込み、画像解析を施行した。なお、画像解析および評価は、すべてレトロスペクティブに行った。

2.2 画像解析の概要

CT 検査で用いられるスカウト画像に画像処理を行い、頭部 CT 検査の基準線である OM ラインに平行する撮影角度、ならびに撮影範囲の自動検出を試みた。

一般的に頭部 CT 検査の位置決め画像は、90 度方向もしくは 270 度方向からの側面画像を撮影する。このとき、頭蓋底部(前頭骨眼窩部)の X 線吸収が大きくなり周囲構造との濃度差が大きくなる。この部分を利用して、頭蓋底部角度の検出 (Fig.2, 破線) を行い、その後 OM ラインの角度を算出した。また、頭頂部の検出は撮影終了点に利用した (Fig.2, 実線)。Fig.3 に全体の画像解析の概要を示す。開発言語は、Visual Basic および C 言語である。

2.2.1 前処理

当院の頭部 CT 撮影におけるスカウト画像の撮影プロトコルは、外耳孔を基準点として、尾頭方向に 150 mm, 頭尾方向に 100 mm, 全体で 250 mm の範囲を撮影する。この時、操作者は被検者の頭部の大きさや全身状態によってスカウト画像の撮影範囲を変更する場合がある。また、同一の撮影範囲に設定しても装置に依存して微妙に撮影範囲

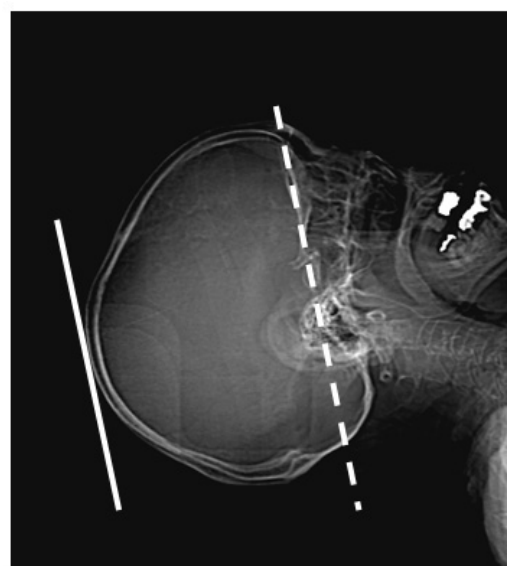


Fig.2 Scout image and detected skull base line (dashed line) and level of parietal (solid line).

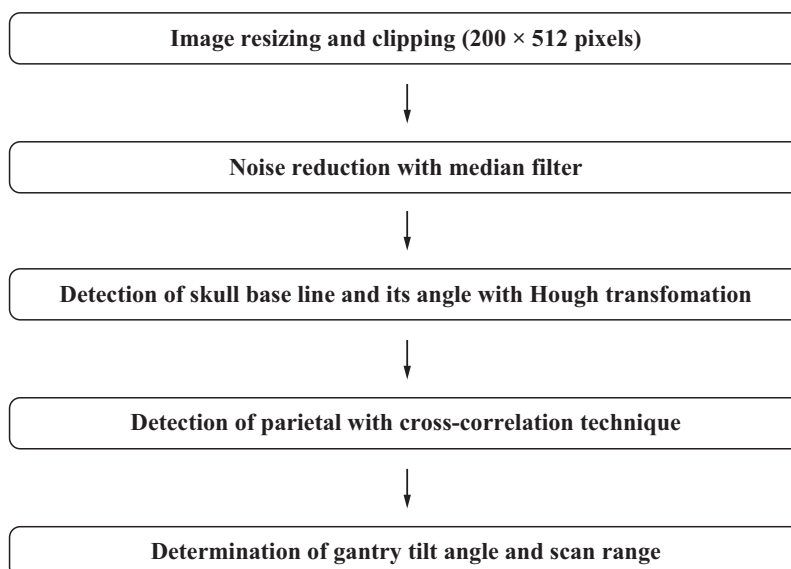


Fig.3 Outline of the image processing for the scout image in our proposed method.

(1~2 mm 程度)が変動する場合があった。さらに、取得した試料画像によって縦軸 (Y 軸) が 511~513 pixel に変動したため、前処理としてスカウト画像のマトリクスサイズを線形補間法によって 512 ピクセルによる統一する処理を行った。この時の画像の縦横比は固定である。その後、頭頂部方向 (画像の左端 $x=0$, $y=0$ の位置) から 200×512 ピクセルの画像を切り出した (Fig.4)。 200×512 ピクセルに画像を切り出した目的は、義歯の影響を低減するためである。次に、対象画像に対してカーネルサイズが 3×3 マトリクスのメディアンフィルタの画像処理を施行した。これは、スカウト画像のノイズ低減に加え、頭蓋底部や頭頂部の検出に障害となるクリッピング術後のクリップ、開頭術後の骨縫合に利用される骨弁固定具等の金属性陰影の影響を低減することを目的とする。

2.2.2 撮影角度の検出

撮影角度は、スカウト画像からまず頭蓋底部角度の検出を行い、それと OM ラインとの一定の相対関係 (角度差) を利用して決定した。頭蓋底部と OM ラインの角度差は、対象画像のスライスデータから検証した。

頭蓋底部は、眼窩上縁と外耳孔の中心を結ぶ眼窩上縁外耳孔線 (supra orbitomeatal ライン: SOM ライン) とほぼ平行となる [3]。よって、SOM ラインと OM ラインの角度差

を計測することで、頭蓋底部と OM ラインの角度差を知り得ることが可能となる。計測は、volume rendering (VR) 画像を用いて行った。眼窩上縁と眼窩中心の位置は VR 画像の不透明度の下限値を Fig.5 のように変化させ、手動で位置を確認しながら装置付属の角度計測機能を使用して行った。画像処理装置には、AZE社製 Virtual Place 雷神 Plus (Ver.3.0) を用いた。

頭蓋底部角度の検出は、前処理を行ったスカウト画像に対して、縦幅 1 ピクセルの縦線 (Y 軸方向) を強調する処理と横幅 1 ピクセルの横線 (X 軸方向) を強調する処理をそれぞれ行った。次にそれぞれの画像のヒストグラムを求め、判別分析によって 2 値化した。2 値化した画像に対して、縦線を強調した画像は 1 ピクセル分の領域、横線を強調した画像は 2 ピクセル分の領域を大きくする膨張処理を行い、それらの差分画像に 1 ピクセル分の収縮処理を行った。この時、差分処理でマイナスのピクセル値が出力された場合、ピクセル値を 0 に変更するようにした。収縮処理を行った画像範囲に線分を抽出するハフ変換処理を行い、直線の位置と角度を頭蓋底部の位置と角度とした (Fig.6)。ハフ変換処理は、対象画像 200×512 ピクセルに対して頭蓋底部付近 (右端から x 方向の幅 100~200 ピクセル) を計算対象とした。

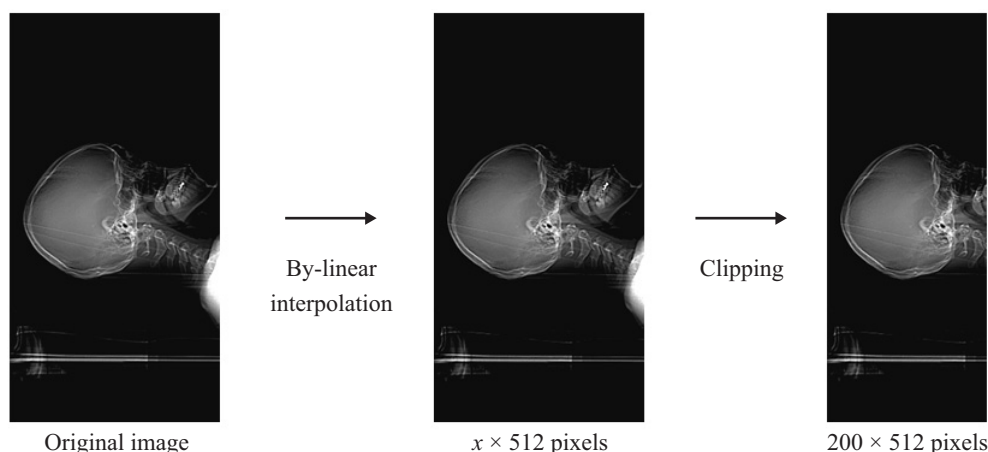
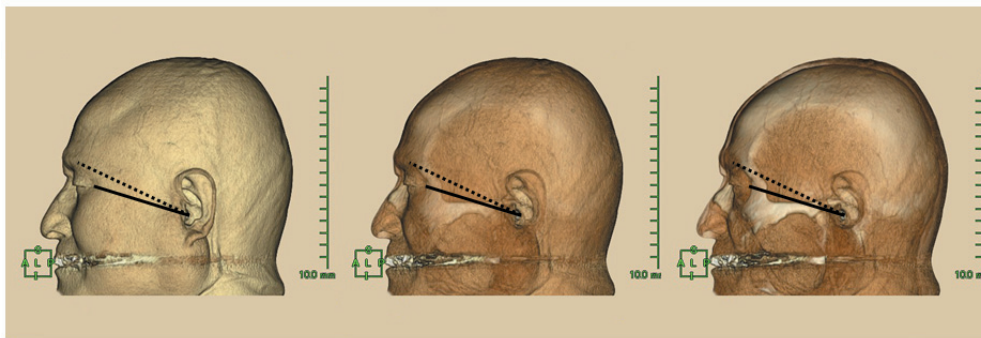


Fig.4 Image resizing and clipping of the scout image in the pre-processing. The clipped images with 200×512 pixels were used in the scan angle and range determination.



..... Supra Orbitomeatal line (SOM line)
 — Orbitomeatal line (OM line)

Fig.5 Method of measurement of the angle between SOM-line and OM-line. VR images reconstructed from the thin slice images of respective patients were used.

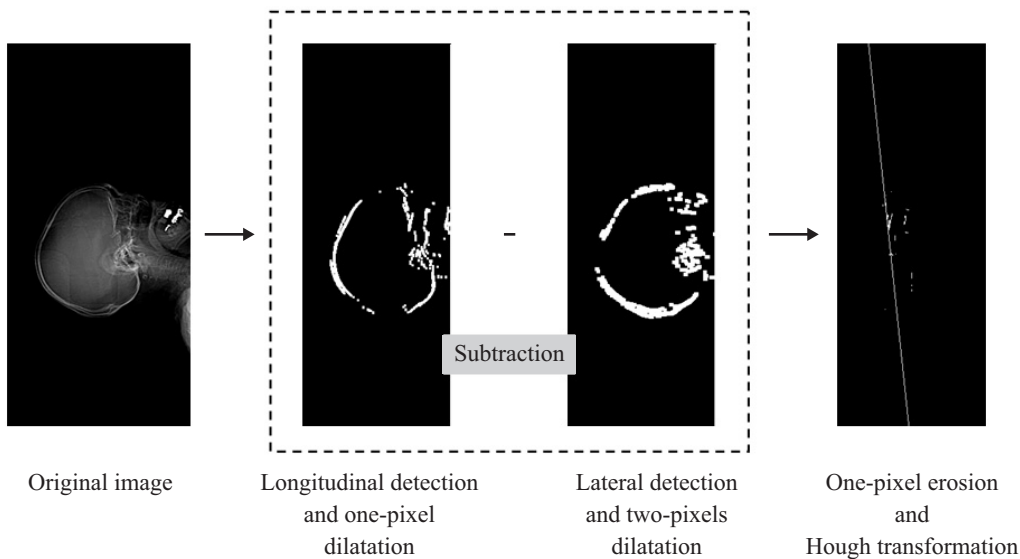


Fig.6 Procedure of detecting the skull base line and angle.

2.2.3 頭頂部の検出

前処理を行った対象のスカウト画像に対して、微分型エッジ抽出フィルタである Prewitt フィルタ[11]を使用してエッジ強調を行い、次に処理画像のヒストグラムを求め、判別分析によって2値化した。頭頂部の検出は、Fig.7に示した頭頂部を模擬したテンプレート画像（20×128ピクセル）の相互相関値を計算することにより、テンプレート画像に類似した部分を強調することで行った。このテンプレート画像の線の幅は2ピクセルで直径9.5 cmの円の一部を使用して作成した。相互相関値の計算式を式(1)に示す[12, 13]。

$$C = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} \frac{(s(x, y) - \bar{s})(t(x, y) - \bar{t})}{\sigma_s \sigma_t} \dots\dots\dots (1)$$

ここでCは相互相関値、s(x, y)は試料画像、t(x, y)はテンプレート画像、 \bar{s} は試料画像の平均値、 \bar{t} はテンプレート画像の平均値、 σ_s は試料画像の標準偏差、 σ_t はテンプレート画像の標準偏差、Mは試料画像のX軸方向のピクセル数、Nは試料画像のY軸方向のピクセル数である。頭頂部の位置は、相互相関値の最大値となるピクセルの位置とした。相互相関値の探索処理は、試料画像200×512ピクセルの試料画像に対して頭頂部付近（画像の左端からx方向に100ピクセル）のみを対象とした。

2.2.4 スキャン開始位置の設定

スキャン開始位置を特定するため、対象画像のスライスデータを用いて、頭蓋底部のラインから後頭蓋窩までの距離を測定した。計測は、Virtual Placeを使用してray-sum（CT値投影加算）画像（Fig.8）を再構成し、左右の外耳道が重なるように頭部の歪みを修正した後、装置付属の二次元の距離計測機能を用いて手動により行った。この時、頭蓋底のラインから直角にラインを引き、後頭蓋窩までの距離を測定した。

2.3 臨床画像の評価

2.3.1 撮影角度の検討

Table 1で検討したスカウト画像から撮影角度を本手法によって算出した結果を、手動および真値と比較した。真値は、それぞれの対象画像のスライスデータからOMラインに一致する面のmulti planar reconstruction (MPR)画像を再構成して、その角度を計測した値とした。また、Fig.1で示した撮影時期の異なる症例（撮影間隔：約2ヶ月）のスカウト画像から撮影角度を算出し、その角度を用いてスライスデータから再度再構成したMPRによるAxial画像を視覚的に比較した。MPR画像は、CT装置付属のAdvantage Workstation version 4.0を用いて作成し、真値は装置付属の二次元の角度測定機能で測定した。なお、MPR画像の再構成スライス厚および再構成間隔は5.0 mmである。

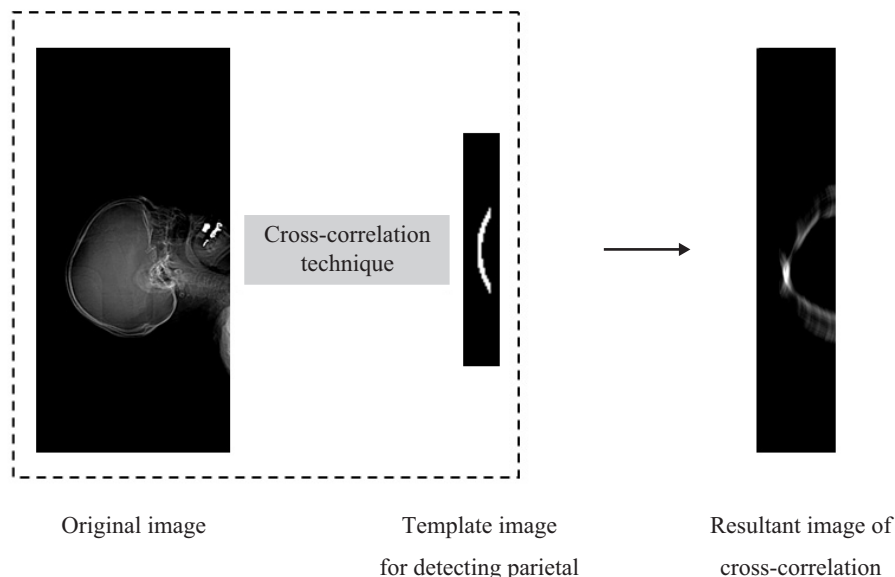
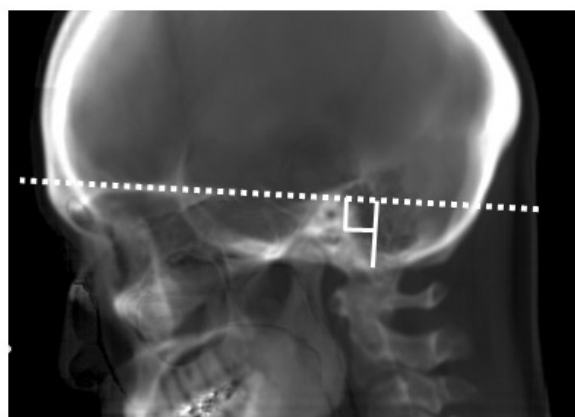


Fig.7 Procedure of detecting parietal level.



..... Skull base line

— Skull base line - Posterior cranial fossa range

Fig.8 Schematic diagram of distance measurement between skull base line and posterior cranial fossa by using ray-sum image.

2.3.2 検出結果の視覚評価

本手法により得られた検出結果を、CT検査の経験年数5～25年の診療放射線技師4名によって視覚的に評価した。評価には、撮影角度および撮影範囲をライン表示で元画像に重ね合わせた画像を使用し、下記に示すようにA～Dの4つの評価項目の中から1つ選択してもらう方法で行った[10]。対象画像は、30画像のスカウト画像を評価した。評価の基準として、本手法による検出結果が、そのまま臨床で撮影に移行することが許容可能か否かを判断してもらうようにした。

- A：検出結果が許容できる
- B：撮影角度の修正が必要
- C：撮影範囲の修正が必要
- D：検出結果が許容できない

3. 結果

3.1 SOMラインとOMラインの角度差

男性18名の平均角度差は10.0度、標準偏差は1.0度と

なり、女性12名の平均角度差は10.4度、標準偏差は0.7度であった。男女計30名の平均角度差は10.2度、標準偏差は0.85度となった。

3.2 頭蓋底部角度と頭頂部の検出

検出結果の中から3例をFig.9に示す。頭蓋底部角度の検出(白色の実線)と頭頂部の検出(白色の矢印)結果を元画像に重ね合わせて示す。Fig.9の(a), (b), (c)はそれぞれ、38歳女性の脳動脈瘤コイル塞栓術後のフォローアップ、42歳女性の左頭蓋底腫瘍の術後のフォローアップ、及び61歳女性の脳動脈瘤の開頭クリッピング術後のフォローアップで施行した頭部CT検査である。

3.3 頭蓋底ラインと後頭蓋窩までの距離

男性18名の平均距離は19.8mm、標準偏差は3.1mmとなり、女性12名の平均距離は18.8mm、標準偏差2.5mmであった。男女計30名の平均距離は、19.3mm、標準偏差2.8mmとなった。

3.4 臨床画像の評価

3.4.1 撮影角度

本手法の解析結果とMPR画像から求めた真値の計測結果、さらに手動の結果をTable 2に示す。本手法によるOMラインの解析結果は、真値とほぼ同等の値であった。

Fig.10に、Fig.1と同一患者において術前、術後のスカウト画像から、本手法により算出した撮影角度によって再度再構成したMPR画像を示す。Fig.10の上段((a), (b))は術前、下段((c), (d))は術後のOMライン面と第4脳室レベルのMPR画像である。術前、術後の再構成後の断面はほぼ等しいレベルの画像となった。

3.4.2 検出結果の視覚評価

診療放射線技師による視覚評価結果をTable 3に示す。視覚評価の結果、2画像について全員がD判定となり、残りの28画像はすべてA判定となった。Fig.11は、結果を重ねて表示したスカウト画像の例であり、aはA判定の例、bおよびcはD判定である。

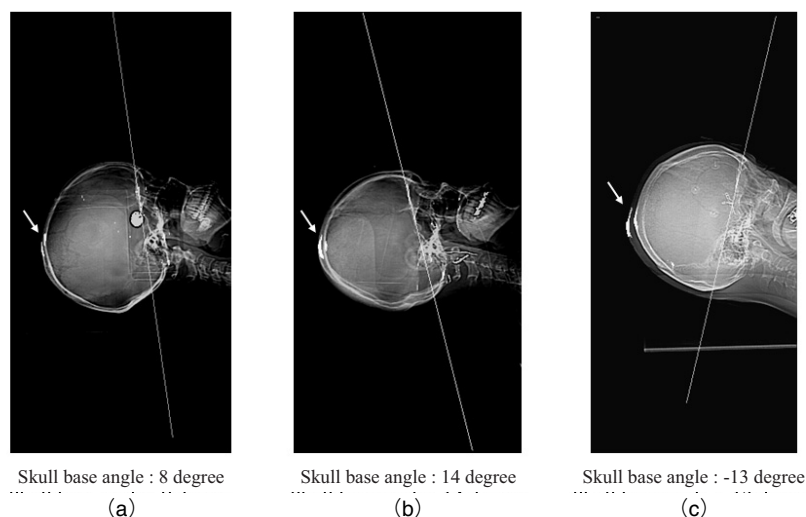


Fig.9 Three examples in detection results of the skull base line and its angle (solid lines) ; parietal level (arrows).

Table 2 Comparison of scan angles determined by manual operation and our proposed method. The true values (the angle of OM-lines) were measured from MPR images reconstructed from thin-slice axial images of respective cases.

Scout Image No.	Manual planning (minimum-maximum)	Our method	True value
Image 1	-5.0 -10.0°	-3.0°	-2.0°
Image 2	0.0 -10.0°	4.0°	4.0°
Image 3	0.0 - 7.5°	2.0°	4.0°
Image 4	3.0 - 8.0°	6.0°	5.0°
Image 5	0.0 -15.0°	11.0°	10.0°

Table 3 Results of visual evaluation by radiological technologists (RTs). The RTs visually evaluated the clinical scout images on which the scan angle and range, automatically determined by our methods, were indicated.

Grade	Number of image			
	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4
A	28	28	28	28
B	0	0	0	0
C	0	0	0	0
D	2	2	2	2

4. 考 察

頭部 CT 検査は、小児および成人の CT 検査全体の中で最も多い検査である[14, 15]。特に、術後や脳血管障害の場合には定期的なフォローアップ検査が必要である。これに対して撮影角度、撮影範囲の位置決めが、操作者によって一定でないのは比較読影に支障をきたす。本研究では、頭部のスカウト画像を利用して撮影角度、撮影範囲を画像解析によって検出し、操作者の主観的な要因に大きく左右されることなく撮影断面の再現性の向上を目指し、この状況の改善を主眼においた。

SOM ラインと OM ラインの平均角度差は、10.2 度であった。この結果より、OM ラインの撮影角度は、頭蓋底部角度から 10 度減算することで得られることが裏付けら

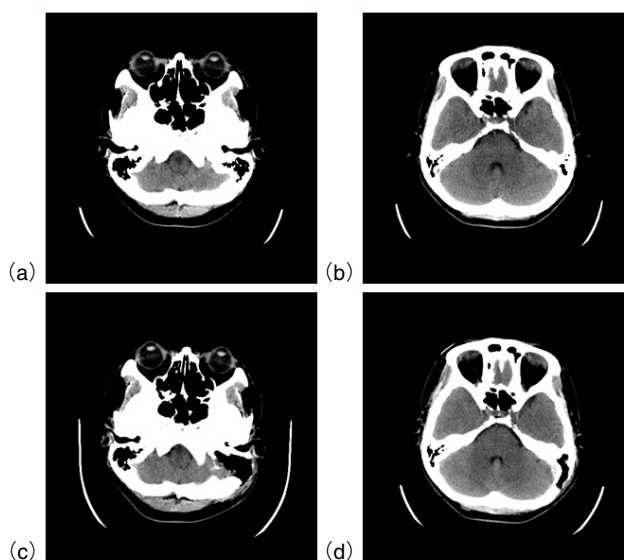


Fig.10 MPR images with 5 mm-thickness reconstructed at ((a), (c)) OM-plane determined by our proposed method and at ((b), (d)) fourth ventricle level with the same angle as the OM-plane. The patient is same one in figure 1. The slice levels and angles of ((a), (b)) pre-and ((c), (d)) post-operation showed approximate coincidence.

れた。また、頭蓋底部のラインと後頭蓋窩までの距離の測定の結果は、平均距離が 19.3 mm、標準偏差は 2.8 mm となった。この結果より、撮影始点位置は頭蓋底部ラインの位置から 25.0 mm 頭尾方向に設定すれば小脳も十分に含まれた画像が撮影可能であると考えられる。本来なら、後頭蓋窩を直接自動検出するべきであるが、周囲構造が複雑なため、画像処理による特徴量の抽出が困難であった。より正確な撮影開始位置の自動検出については今後の課題としたい。

頭蓋底部角度の検出では、前処理としてメディアンフィルタを使用した。この処理により、術後のクリップや骨縫合に利用される骨弁固定具等の金属性陰影の影響を低減し、今回解析した画像では問題なく検出が可能であった (Fig.9 (c))。また、処理画像間でサブトラクション処理を行うことにより、線分抽出を行うハフ変換処理において、障害となる乳突峰巣部の影響を低減できた。さらに Fig.9(a) に示す、脳動脈のコイル塞栓術後の場合においてもコイルの影響は低減され、頭蓋底部の角度検出が可能であった。

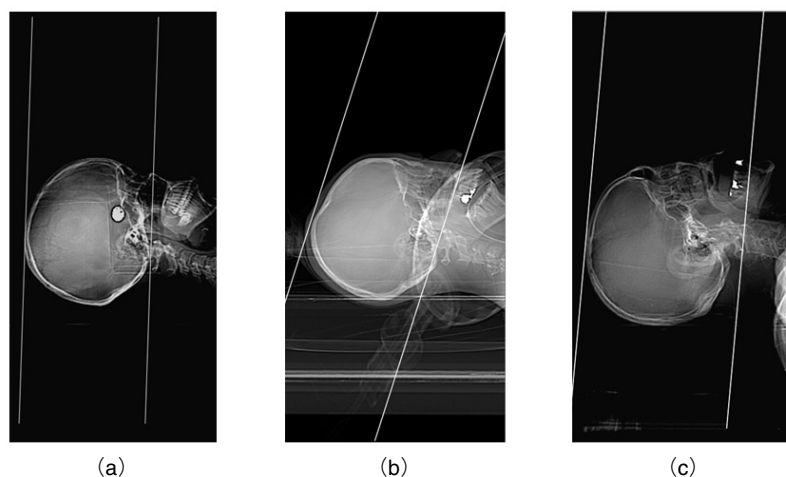


Fig.11 Three examples of the detection results displayed on the scout images. In this study, thirty cases were evaluated visually by the radiological technologists. Most of cases were given A-level ((a) : one example of them), and only two cases were given D-level ((b), (c)).

頭頂部の検出については、30 画像すべてにおいて検出が可能であった。しかし、Fig.9(c) に示すように頭皮と頭頂骨の間の皮下脂肪が厚い場合には頭皮のエッジ部分(白色の矢印)と頭頂骨(黒色の矢印)とも相互相関値が同程度に高値になる場合があった。この場合には、頭皮のエッジ部分が撮影終了位置となるので撮影の設定スライス厚、スライス間隔が 5.0 mm では、撮影時に 1 スライス少なめにするような工夫が必要である。この特性も今後、改善していきたい。

本手法の解析結果では、撮影角度に関しては、ほぼ真値に近い値となり (Table 2)、精度に問題はないと思われるが撮影範囲の検出に対しては、後頭蓋窩の検出が困難であることから正確性を欠く事例が発生することが予測される。しかし、本来スカウト画像からの手動による設定は、Table 1 の結果から示しているように操作者によって撮影角度にバラツキが多いことが確認された。よって、この手法の有用性を確認するため、角度と範囲の解析結果をそのまま臨床で使用することが許容可能であるか否かについて、診療放射線技師 4 名で実用的な精度を目的として評価した。その結果、93% の試料画像でそのまま実用することが許容可能な A 判定であった。この結果より、本手法の臨床応用の可能性が示唆された。D 判定となった 2 画像を検証すると 1 画像は、被検者が気管内挿管された状態での検査であったため、Anbu bag が頭部に重なってスカウト画像を撮影してしまい、Anbu bag の辺縁が過度に強調されて線分の抽出が誤認したためと考えられる (Fig.11 (b))。現在の手法では、Anbu bag の影響を十分に排除することが出来なかった。このような場合には、スカウト画像に余分な器具が撮影されないように留意することで回避できると考える。残りの 1 画像については頭部専用固定具に固定せずに撮影が施行されており、過度に顎先挙上されている状態であった。そのため、上顎骨と口腔のコントラストが強調され、その部位が検出されてしまったためである (Fig.11 (c))。このような症例では、何らかの手法で過度な顎先挙上を認識して画像回転などの前処理を追加することでこの影響は回避できると考える。

Fig.1 の術前と術後で角度が異なった症例が、Fig.10 に示すように改善されたことは、本手法が操作者の主観的な要因に大きく依存することなく、再現性の高い撮影断面の画像を撮影可能であることを示している。この結果は、本手法が画像診断医による過去画像との比較読影に対して貢

献できることを示唆する。また、CT 検査に常に従事しない操作者が撮影を行う機会の多い休日や当直業務等における撮影断面の再現性の向上への期待も本手法のような支援処理の利点となる。今回の結果では、30 例中 2 例の検出結果は、その後の検査への移行に対して許容できない結果となったが、この処理結果は検査直前の提示であり、検査に従事する操作者によって直ちに修正は可能である。そのため、本手法による自動検出の誤差が検査に対して危険因子となるとは考えにくく、スライス面の再現性の向上が期待できる本手法は、支援処理として実用性が高いと考えられる。

今回、提案した手法の全行程の画像解析時間は、使用したパーソナルコンピュータ (CPU : 2.4 GHz Intel Core 2 Duo processor, メモリ : 2 GB) で 30 秒程度であった。この処理時間は、検査効率を考慮すれば実際に臨床で実用するには長すぎると思われる。時間的な制約のある場合にこそ本手法のような支援処理が有効であるため、今後プログラムの効率化および手法の改善によって、さらなる解析時間の短縮、検出精度の向上を目指したい。

5. 結 語

頭部 CT 検査における撮影角度 (ガントリ傾斜角度) ならびに撮影範囲をスカウト画像から自動的に検出を行う手法を提案した。撮影角度は、頭蓋底部の角度をハフ変換の手法を用いて検出し、その結果から 10 度減算することで取得することができた。撮影範囲は、まず頭頂部検出により撮影終了の位置を検出し、撮影開始位置は頭蓋底部ラインの検出結果から相対的に計測した。本手法の精度については、CT 検査業務に携わっている診療放射線技師 4 名の視覚評価により 93% の試料画像でそのまま実用することが許容可能であった。このことより、今回提案した手法は、頭部 CT 検査における撮影断面の再現性の向上に寄与できると考える。

参考文献

- [1] Jones TR, Kaplan RT, Lane B, et al : Single-versus Multi-Detector Row CT of the Brain : Quality Assessment. Radiology, 219(3), 750-5, 2001.
- [2] von Kummer R, Bourquain H, Bastianello S, et al : Early

- prediction of irreversible brain damage after ischemic stroke at CT. *Radiology*, 219(1), 95-100, 2001.
- [3] Otake S, Yamana D, Mizutani H, et al: Reference Lines for Oblique Axial MR Imaging of the Brain. *Radiology*, 198(3), 906-7, 1996.
- [4] Yeoman LJ, Howarth L, Britten A, et al: Gantry angulation in brain CT: dosage implications, effect on posterior fossa artifacts, and current international practice. *Radiology*, 184(1), 113-6, 1992.
- [5] Pekar V, Bystrov D, Heese HS, et al: Automated Planning of Scan Geometries in Spine MRI Scans. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*, 10(Pt 1), 601-8, 2007.
- [6] Young S, Bystrov D, Netsch T, et al: Robust anatomy recognition for automated MR neuro scan planning. *Mag Reson Med proceeding*, 14, 1588, 2006.
- [7] Springorum R, Hoogenraad F, Bergmans R, et al: Automated Versus Manual Scan Positioning: a Quantitative Analysis. *Mag Reson Med proceeding*, 14, 1593, 2006.
- [8] Lelieveldt BP, van der Geest RJ, Lamb HJ, et al: Automated observer-independent acquisition of cardiac short-axis MR images: a pilot study. *Radiology*, 221(2), 537-42, 2001.
- [9] Itti L, Chang L, Ernst T: Automatic scan prescription for brain MRI. *Magn Reson Med*, 45(3), 486-94, 2001.
- [10] 弦巻正樹, 李鎔範, 蔡篤儀, 他: 腰椎 MRI における Sagittal 撮像断面設定支援システム, *医画情誌*, 25(3), 54-60, 2008.
- [11] 原武史, 大塚修, 藤田広志他: マンモグラム CAD システムにおける Prewitt フィルタを利用した腫瘍陰影の偽陽性候補の削除. *日放技学*, 56(3), 449-454, 2000.
- [12] 山本めぐみ, 石田隆行, 川下郁生他: 胸部三次元 CT 画像における結節状陰影の自動検出法の開発. *日放技学誌*, 62(4), 555-564, 2006.
- [13] 石田隆行, 大倉保彦, 青山正人, 他: 4-4 画像間演算, C 言語で学ぶ医用画像処理, オーム社, 東京, 83-88, 2006.
- [14] 宮崎治, 北村正幸, 正木英一, 他: アンケートによる小児 MDCT 検査の実態調査. *日本医放会誌*, 65(3), 216-223, 2005.
- [15] 西澤かな枝: CT 検査件数及び CT 検査による集団実効線量の推定. *日本医放会誌*, 64, 151-158, 2004.