臨床技術

急性期脳梗塞診断に対する
ヘリカルスキャンの適用に関する検討

浜口直子・小寺秀一

札幌麻生脳神経外科病院放射線科

論文受付
2009年7月30日論文受理
2010年4月1日

Code No. 251

緒言

頭部単純CTは急性期脳梗塞の診断や治療方針の決定に用いられており、ASIST JAPANの撮影ガイドラインが診断に有用であることは周知である^{1,2)}。一方、CT装置の進歩により良質なボリュームデータの取得が可能になった現在、ヘリカルスキャンによるデータ収集はmulti planner reformat(MPR)の作成、撮影時間の短縮等利便性が高く、さまざまな部位の診断に広く用いられている。特に急性期脳梗塞の症例では、撮影時間が短いヘリカルスキャンを用いることは大きな魅力であり、また読影が難しい早期虚血変化の診断において左右対称な画像をMPRにより提供することは、臨床上有用であることが推測される。

しかし、頭部単純CTに関しては未だノンヘリカル

スキャンが主流であり、ガイドラインにおいてもノンヘリカルスキャンの使用が勧められている¹⁾。

そこで今回、ノイズレベルが同等となるような撮影条件にてノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの比較を行い、大脳基底核レベルの早期虚血変化の検出におけるヘリカルスキャンMPRの臨床応用に向けての検討を行った。

1. 方法

1-1 使用機器

LightSpeed VCT: 64DAS CT装置(GE healthcare 製)

SIGNA EXCITE HD TwinSpeed version12: 1.5 T
MR装置(GE healthcare 製)

Advantage Workstation Volume Share2: 画像処理

Potential of Helical Scan Technique in Acute Cerebral Infarction Assessment

Naoko Hamaguchi, and Shuuichi Kodera

Department of Radiology, Sapporo Azabu Neurosurgical Hospital

Received July 30, 2009; Revision accepted April 1, 2010; Code No. 251

Summary

The high convenience of data collection by helical scanning, such as making multi planner reformat (MPR) and shortening scan time, means that the technique is widely used to diagnose various body parts. However, non-helical scanning is still a main current for plane brain computed tomography. The possibility of diagnosing acute cerebral infarction by helical scanning MPR was examined. It was found that image degradation in helical scanning had little influence on the physical evaluation of the characteristics of modulation transfer function and the noise power spectrum, etc. In the evaluation of the ischemic change occurring at the early stage made by examination of clinical images, the result was almost equal to that obtained by non-helical scanning, as the reported sensitivity was 52% and the specificity was 95%. This suggested that brain helical scanning MPR might be applied clinically. However, a disadvantage was confirmed as helical scanning had a higher exposure dose than non-helical scanning at the start and end of scanning. The results of this study indicated that helical scanning demonstrates sufficient convenience for the assessment of acute cerebral infarction at the basal nucleus level.

Key words: early CT changes, brain CT, helical scan, acute ischemic stroke, early CT sign

別刷資料請求先: 〒007-0840 札幌市東区北40条東1丁目1-11
札幌麻生脳神経外科病院放射線科 浜口直子 宛

ワークステーション(GE healthcare 製)

第二次勧告準拠 低コントラスト分解能評価用ファントム(旭メディカル社製)

装置付属 25 cmφ 水ファントム(GE healthcare 製)

1-2 ヘリカルスキャン撮影条件の設定

今回の検討では、ガイドラインに定めるとおり急性期脳梗塞に対しヘリカルスキャンを用いることが低コントラスト分解能の劣化につながるのかという問題を明確にすることが第一の目的である。そこで、ヘリカルスキャンを行うことによる画質の劣化を確認するために、急性期脳梗塞臨床例に対しヘリカルスキャンを行うことを想定し、事前にヘリカルスキャンの撮影条件を設定した。急性期脳梗塞における単純 CT は、ガイドラインにおける早期虚血病変の定義より、皮髄境界や脳溝が明瞭に描出され、さらにある程度主要血管の同定ができるような撮影条件が必要であると考えられる¹⁾。前述の条件を満たすため、当院では脳の構造体の CT 値を参考にし、均一な物質の関心領域における CT 値の標準偏差(standard deviation: SD)を基準に決定している³⁾。白質、灰白質、浮腫の CT 値差は平均で 5~10 HU である。この CT 値差を判別するために必要な画像 SD は統計学的に考えると 2~3 程度である⁴⁾。これより画像 SD が 2~3 の範囲内になるように基底核レベルの撮影を行っている。ヘリカルスキャン MPR にて同等な画像 SD になるような撮影条件を設定するために、25 cmφ 水ファントムを用いノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャン MPR の画像 SD を測定した。ノンヘリカルスキャンの撮影条件は管電圧 120 kV、管電流 580 mA、回転時間 1.0 s、スライス厚 5.0 mm(0.625 mm×32)で、ヘリカルスキャンの撮影条件は管電圧 120 kV、回転時間 0.5 秒、ピッチ 0.531 : 1 で設定スライス厚 0.625 mm、ビーム幅 20 mm(0.625 mm×32)、MPR にてスライス厚 5.0 mm とし、再構成関数はどちらも Standard とした。臨床にヘリカルスキャンを用いることを想定して CT auto exposure control(CT-AEC)を使用することとし、CT-AEC における目標 SD 値(noise index: NI)を 5.0~10.5 まで変化させ撮影を行った。画像 SD の測定は 5 点の関心領域(region of interest: ROI)で 5 回測定した平均値を結果とした。

また、臨床では被曝線量を考慮する必要があるが、ヘリカルスキャンにてノンヘリカルスキャンと同一範囲を撮影する場合、スキャンの開始と終了の画像に寄与しない部分の被曝が多くなるのは必然である。これにより、同一画像 SD を得るための撮影を行った場合、ヘリカルスキャンの方が被曝量は増大することになる。25 cmφ 水ファントムを用いて、同一範囲(35 mm)

をノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンで撮影したときの装置表示の CT dose index(CTDIvol)と dose length product(DLP)を記録した。このときのノンヘリカルスキャンの撮影条件は管電圧 120 kV、管電流 580 mA、回転時間 1.0 s、スライス厚 5.0 mm(0.625 mm×32)で、ヘリカルスキャンの撮影条件は管電圧 120 kV、回転時間 0.5 s、ピッチ 0.531 : 1、スライス厚 0.625 mm(0.625 mm×32)で CT-AEC を使用し、NI は 5.0~8.0 とした。なお、CT-AEC を使用した場合は管電流が変動するが、当装置にて CT-AEC を使用した場合、表示の CTDIvol は平均値を示す。

さらに、ヘリカルスキャンを使用したときに、被曝を低減させるために非線形量子フィルタを付加し、MPR のスライス厚を厚くすることにより画像 SD の改善を図ることを考えた。当院の CT 装置に搭載の非線形量子フィルタ(Neuro3DFilter)は、構造物の有無を 3 次元的に認識し、その方向性を加味したシャープ化、スムージング化を行うフィルタであり、N1、N2、N3 の 3 つの設定があるが、今回はノイズ分布に最も影響を及ぼさないと予想される N1 を使用することとした。MPR のスライス厚を決定するために、25 cmφ 水ファントムを用いて SD 測定を行った。撮影条件はノンヘリカルスキャンでは管電圧 120 kV、管電流 580 mA、回転時間 1.0 s、スライス厚 5.0 mm(0.625 mm×32)、ヘリカルスキャンは管電圧 120 kV、管電流 CT-AEC (NI: 6.5, 7.0)、回転時間 0.5 s、ピッチ 0.531 : 1、スライス厚 0.625 mm(0.625 mm×32)で行い、ヘリカルスキャンでは Neuro3DFilter N1 を付加した。

1-3 物理特性評価

1-3-1 スライス面内 modulation transfer function (MTF) の比較

ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンのスライス面内空間分解能を確認するために、ワイヤーファントムを撮影し MTF 測定を行った⁵⁾。測定は撮影視野(field of view: FOV)の中心、また中心より 5 cm 外側の 2 点にて行った。撮影条件は、ノイズの影響を少なくするような条件設定を行い、ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの画像 SD が約 1.5 となるように設定した。ノンヘリカルスキャンは管電圧 120 kV、管電流 200 mA、回転時間 1.0 s、スライス厚 0.625 mm、ビーム幅 20 mm(0.625 mm×32)で、ヘリカルスキャンは管電圧 120 kV、管電流 210 mA、回転時間 0.5 s、ピッチ 0.531 : 1、スライス厚 0.625 mm、ビーム幅(0.625 mm×32)で Neuro3DFilter N1 を使用した。再構成関数は両者共に Standard を使用し、どちらも撮影 FOV は 360 mm、再構成 FOV は 96 mm で行い、画像処理ワークステーション上で表示 FOV を 40 mm に変更処理を

行った。測定は5回行い、プロファイル作成時に平均化した。

1-3-2 Noise power spectrum (NPS) の比較

ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンから得られたMPRについて、ノイズの周波数成分に違いがあるかを確認するために、25 cmφ 水ファントムを用いノイズパワースペクトル測定を行った。スキャン条件・再構成条件は、ノンヘリカルスキャンは管電圧 120 kV、管電流 580 mA、回転時間 1.0 s、スライス厚 5.0 mm、ビーム幅 20 mm(0.625 mm×32)、ヘリカルスキャンは管電圧 120 kV、管電流 CT-AEC(NI: 6.5)、回転時間 0.5 s、ピッチ 0.531:1、スライス厚 0.625 mm、ビーム幅(0.625 mm×32)で Neuro3DFilter N1 を使用し、角度構成を行わない元画像に平行なスライス厚 8.0 mm のMPRを再構成した。ノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャンともに撮影 FOV 360 mm、再構成 FOV 250 mm とした。

1-3-3 Contrast to noise ratio (CNR) の比較

ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR の低コントラスト分解能を比較するために、第二次勧告に準拠した低コントラスト分解能評価用ファントム(以下、低コントラスト分解能ファントムとする)を用い、それぞれの画像における CNR の比較を行った。低コントラスト分解能ファントムには Fig. 1(a)に示すとおり CT 値の異なるさまざまな径のロッドが配置されている。ノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャンの撮影、再構成条件は、1-3-2 と同様にした。

Fig. 1(b)に示した CT 値差 5 HU のセクションにおける 20 mm 径のロッドについて、CNR を求めた^{5,6)}。Fig. 1(b)に示すとおり、低コントラスト分解能ファントム中に ROI を設定し、それぞれのロッドとバックグラウンドにおける CT 値とバックグラウンドの画像 SD を測定した。ロッド部分(信号部分)の CT 値を HU_w 、ロッドのない部分(バックグラウンド部分)の CT 値を HU_b 、画像 SD を SD_b として以下に示す式よりそれぞれのロッド径における CNR を算出した。なお、SD 測定は5回のスキャンにおける測定値の平均とした。

$$CNR = \frac{(HU_w - HU_b)}{SD_b}$$

得られた各ロッド径の CNR について、ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR 間でそれぞれ paired t-test 検定を行った。

1-3-4 低コントラスト分解能ファントムの視覚評価

ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR の低コントラスト分解能を比較するために、2-1-3 と同一のファントムを用いて視覚評価を行った。撮影、再構成条件は 2-1-2 と同様である。CT 値差が 5 HU の

Fig. 1

(a) Low contrast resolution phantom and the diameters of objects. The unit of the diameter is "mm".

(b) The CT value difference of this section is 5 HU. ROI of SDb measures the SD at the part where an object is not included, and ROI of SDw measures the SD at the part where an object is included.

セクションのロッドにて評価を行ったが、急性期脳梗塞はある程度広がりのある病変であることを考慮し、今回は 20 mm, 14 mm, 10 mm 径のロッドについてそれぞれ評価を行った。ノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャン MPR から得られたロッドが含まれる画像(signal image)と含まれない画像(noise image)について(5: 明瞭に確認できる, 4: 確認できる, 3: どちらともいえない, 2: あまり確認できない, 1: 確認できない)の5項目で評価を行った。評価はノンヘリカルスキャン、ヘリカルスキャン MPR それぞれ各ロッド径で行い、signal image 10 枚、noise image 10 枚をランダムに配置しフィルム上で行った。表示条件はすべて同一にし、window 幅: 80, window レベル: 35 に設定した。評価は経験 10 年以上の放射線技師 4 名で行い、各ロッド径の評価結果についてノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR 間で Mann-Whitney's test により検定を行った。

1-4 臨床評価

1-4-1 臨床例視覚評価

MR 装置における拡散強調画像(diffusion weighted image: DWI)、MR angiography(MRA)により確定診断された急性期脳梗塞臨床例 10 例について、ヘリカルスキャンで撮影を行った後 MPR を再構成し、その早期虚血変化の検出能について検討を行った。ヘリカルスキャンの撮影条件は 1-3-2 と同様であり、MPR は orbit metal(OM)ラインに平行になるように作成した。拡散強調画像はスピネコー型 EPI、スキャン時間: 1 分 12 秒、繰り返し時間: 6000 ms、エコー時間: 70.4 ms、FOV: 230 mm、128×128 マトリクス、励起回数: 3、スライス厚: 5.0 mm、スライスギャップ: 2.0 mm、受信バンド幅: ±250 kHz、b 値: 1000 s/mm²、パラレ

Fig. 2 Fill-in form of early ischemic change for visual evaluation in clinical cases.

ルイメージングを使用し、マルチコイルの感度補正を行い撮像した。対象は63～87歳(平均75.3歳)の男性6名、女性4名で、片側頭蓋内内頸動脈閉塞2例、片側中大脳動脈水平部閉塞5例、片側中大脳動脈分枝閉塞3例で、MRI撮影開始より約20分後にCT検査を施行した。CT画像の評価はフィルム上で行い、すべて同一の表示条件 window 幅: 80, window レベル: 35にて行った。評価は経験10年以上の放射線科医1名、放射線技師2名で行い、評価方法はAlberta stroke programme early CT score(ASPECTS)の評価法を引用し^{1,7)}、Fig. 2に示す記入用紙に早期虚血変化が認められる部位を記入した。

DWIについては放射線科医1名が同様の評価を行い、これをゴールドスタンダードとしてDWIに対するCT画像の評価ポイント数の割合を求めた。なお、本検討を行うにあたり、当院倫理検討機関による承認を受けた。

1-4-2 被曝線量評価

1-4-1で撮影した臨床例10例における、装置表示のCTDIvol またはDLPについて、従来のノンヘリカルスキャンにおける頭部単純CTの被曝と比較した。

2. 結果

2-1 ヘリカルスキャン撮影条件の設定

ヘリカルスキャンにてスライス厚0.625 mm, NIを5.0～10.5まで変化させて撮影したデータから構築した5.0 mm厚MPRの画像SD, また管電流580 mA, スライス厚5.0 mmのノンヘリカルスキャンの画像SDをFig. 3に示す。

これよりヘリカルスキャンにより得られたMPRにおいて、ノンヘリカルスキャンと同等の画像SDを得るためには、NI 5.0で撮影する必要があることが示唆された。

Fig. 3 Image SDs of MPR at NI 5.0 to 10.5 with helical technique and non-helical technique.

Fig. 4 CTDIvol and DLP of device display.

25 cmφ水ファントムを用いて、同一範囲(35 mm)をノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンで撮影したときの装置表示のCT dose index(CTDIvol)と dose length product(DLP)をFig. 4に示す。

Fig. 4に示したとおり、ヘリカルスキャンにおいてノンヘリカルスキャンと同等、もしくはそれ以下のCTDIvol, DLPとするためには、NI 7.0以上に設定する必要がある。しかしFig. 3の結果により同一の画像SDとするためには、NIの設定を5.0としなければならず、これでは大幅に被曝が増大してしまう。MPRのスライス厚を5～10 mmに変化させたときの画像SDをFig. 5に示す。

Fig. 5より、スライス厚5 mmのノンヘリカルスキャンと同等の画像SDを得るためには、NI 6.5ではスライス厚8 mm, NI 7.0ではスライス厚10 mmのMPRを構築する必要があることがわかった。再構成スライス厚が薄い方がパーシャルボリューム効果に対し有利と判断し、ヘリカルスキャンのプロトコルは、管電圧120 kV, 管電流CT-AEC: NI 6.5, 回転時間0.5 s, スラ

Fig. 5 Image SDs of MPR at slice thickness 5.0 mm to 10.0 mm.

Fig. 6 MTF (in plane) of non-helical scanning and helical scanning. These are measured on center.

Fig. 7 MTF (in plane) of non-helical scanning and helical scanning. These are measured at the outside of 5 cm from center.

Fig. 8 NPS of non-helical scanning and MPR by helical scanning.

イス厚 0.625 mm, ビーム幅 20 mm (0.625 mm×32), ピッチ 0.531 : 1, 再構成関数 Standard, Neuro3DFilter を使用して撮影を行い, 8.0 mm MPR を再構成することとし, 今回の検討においてはこの撮影条件にて検討を行った。

2-2 物理特性評価

2-2-1 スライス面内 MTF の比較

ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの FOV 中心部でのスライス面内 MTF を Fig. 6 に, FOV 中心より 5 cm 外側の MTF を Fig. 7 に示す。

FOV 中心部および FOV より 5 cm 外側ともに両者の 10% MTF に相違は認められなかった。

2-2-2 NPS の比較

ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR の

ノイズパワースペクトルを Fig. 8 に示す。

すべての周波数帯域において, ノイズレベルに差を認めなかった。

2-2-3 CNR の比較

20 mm 径のロッドにおけるノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの CNR はそれぞれ 1.494 ± 0.058 , 1.348 ± 0.037 となり, ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの CNR に有意差を認めなかった。

2-2-4 低コントラスト分解能ファントムの視覚評価

評価に使用した低コントラスト分解能の画像を Fig. 9 に 20 mm, 14 mm, 10 mm 径におけるノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR の視覚評価結果を Table 1 に示す。

両者の感度, 特異度に有意差を認めなかった。

Fig. 9 Images of the low contrast resolution phantom for visual evaluation.

Table 1 The visual evaluation of low contrast resolution phantom, sensitivities and specificities of objects of 20 mm, 14 mm, and 10 mm in section of 5 HU

Diameter of rod	Sensitivity (%)			Specificity (%)		
	20 mm	14 mm	10 mm	20 mm	14 mm	10 mm
Non helical	100	100	95	100	100	100
Helical	100	100	100	100	100	100

Fig. 10 Clinical cases.
Left: MPR by helical scanning. Right: DWI.

2-3 臨床評価

2-3-1 臨床例視覚評価

Fig. 10 に今回評価を行った臨床例 4 例を示す。

また、各評価者の視覚評価結果を Table 2 に、視覚評価により求められたヘリカルスキャン MPR 臨床画像の感度、特異度、陽性予測値、陰性予測値を Table 3 に示す。

評価者間での感度・陽性予測値の標準偏差が特異度・陰性予測値に比べやや高い傾向になった。総じて

感度に比べ特異度が高い傾向であった。

2-3-2 被曝線量評価

ヘリカルスキャンを行った臨床例 10 症例における装置表示の CTDIvol と DLP、また通常臨床で用いているノンヘリカルスキャン頭部単純 CT における DLP を Fig. 11 に示す。

9 症例において、ヘリカルスキャンの DLP が高い値を示した。

Table 2 The result of the visual evaluation in clinical cases

Case	Observer 1	Observer 2	Observer 3	DWI
1	4	3	4	8
2	0	0	0	4
3	10	3	9	10
4	1	2	0	7
5	0	1	0	3
6	1	1	1	1
7	0	0	0	5
8	2	2	2	2
9	10	10	3	10
10	2	2	2	2

Table 3 Sensitivities, specificities, positive predictive values, and negative predictive values of the visual evaluation in clinical cases

	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Positive predictive value (%)	Negative predictive value (%)
Observer 1	52.6	96.3	83.3	85.3
Observer 2	61.4	90.8	70.0	87.1
Observer 3	42.1	100	100	83.2
Average	52.0	95.7	84.4	85.2
SD	9.7	4.6	15.0	2.0

3. 考 察

従来から頭部単純CTは、ノンヘリカルスキャンで行うことが通例である。特に急性期脳梗塞の診断は画質の低下が予測されるため、ヘリカルスキャンの使用が避けられてきた¹⁾。しかしX線管球や検出器の性能向上など、近年装置の進歩により頭部単純CTの撮影法においてもヘリカルスキャンの利点を生かせるのではないかと考える。

物理特性評価においてノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの10% MTFに相違は認められなかった。これは本装置では回転速度に関わらずview数が変わらないことが起因していると思われる。このMTFの結果により両者のスライス面内空間分解能は同等であることが示唆された。また同一画像SDのノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンMPRでは、ノイズの周波数分布はほぼ同等であり、低コントラスト分解能ファントムにおける視覚評価においても有意差を認めなかった。またCNRの測定結果においても両者に有意差を認めず、ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンMPRは物理評価上同等の画質であると考えられた。しかし、今回設定した撮影条件においては、ノンヘリカルスキャンの設定スライス厚5mmとヘリカルスキャンMPRのスライス厚8mmに3mmの違いがある。今回の検討項目には含めていないが、このスラ

Fig. 11 CTDIvol and DLP of device display in 10 clinical cases.

イス厚の違いはパーシャルボリュームに影響を与えるものと予測される。

発症6時間以内の急性期脳梗塞において、DWIは感度91~100%、特異度は95~100%であるのに対し、ノンヘリカルスキャンの頭部単純CTでは感度46~55%、特異度は56~100%との報告がある^{8~11)}。

今回設定したヘリカルスキャンMPRによる頭部単純CTの評価結果は、過去に報告されていたノンヘリカルスキャンによる急性期脳梗塞CTの評価結果^{8~10)}と矛盾しない結果であった。これより、今回設定した撮影条件は妥当であり、また今回評価した症例に關

しては、設定スライス厚の違いによる影響はなかったものと考えられ、ヘリカルスキャンによるMPR画像は急性期脳梗塞における早期虚血変化の検出が可能であると示唆された。

通常のノンヘリカルスキャンではほぼすべての症例に対し同一の撮影条件を設定しているが、ファントム実験により得られた最適画像SD 2~3になるような撮影条件でも、体型や年齢による違いにより最適画像SDの範囲外になり得る。しかし、今回はCT-AECを使用することにより画像SDを最適化することが可能となり、これもヘリカルスキャンを臨床に用いる大きな利点であると考えられる。しかし実際の頭部単純CTでは、複雑な骨構造によるアーチファクトなどにより、予測不能な画質劣化があることも考えられる。今回は基底核レベルにおける急性期脳梗塞の判定目的に撮影条件を考えたが、臨床において全脳をカバーする範囲の撮影を考慮すると、特に後頭蓋窩レベルはビームハードニングや非線形パーシャルボリュームアーチファクト対策が必要であり、ヘリカルスキャンに起因するアーチファクトによる画質劣化も考慮しなければならない¹²⁾。さらに、ヘリカルスキャンではス

キャンの開始・終了の画像に寄与しない被曝の増加は避けられず、従来のノンヘリカルスキャンと同等の画質、つまり急性期脳梗塞の早期虚血病変を検出するためには、被曝線量の増加は避けられないことも確認できた。しかし、臨床例の中には従来のノンヘリカルスキャンよりもDLPが低い症例も認められた。このような症例に対しては、CT-AECを使用したヘリカルスキャンにおいて、適正な線量で最適な画質を得ることができたと考えられる。

4. 結 語

今回の検討では大脳基底核レベルに対して、ヘリカルスキャンを臨床に用いても診断には影響がない可能性が示唆された。しかし、CTにおける早期虚血変化は非常に軽微な変化であり、また物理特性の異なった装置では必ずしも同様の結果となるとは限らず、ヘリカルスキャンの適用や撮影条件の設定は、被曝線量を考慮しつつ慎重に行う必要がある。

本論文の要旨は、日本放射線技術学会第65回総会学術大会(2009年、横浜)にて発表した。

参考文献

- 1) 興梠征典, 渡邊嘉之, 佐々木真理 編集. ASIST-Japan 実践ガイドライン策定委員会, 急性期脳梗塞画像診断実践ガイドライン 2007. 東京: 南江堂, 2007.
- 2) 宝金清博 編著. 脳血行再建の理論と実際. 東京: 中外医学社, 2006.
- 3) 岩井喜典 編著. 電子工学進歩シリーズ⑨ X線コンピュータ断層装置. 東京: コロナ社, 1973.
- 4) 松原 望, 縄田和満, 中井検裕. 統計学入門 東京大学教養学部統計学教室編. 東京: 東京大学出版会, 1994.
- 5) 市川勝弘, 村松禎久 編著. 標準X線CT画像計測. 東京: オーム社, 2009.
- 6) 片倉俊彦, 森 一生, 辻岡勝美, 他. MDCT装置の性能評価に関する基準案の提案班報告. 日放技学誌 2009; 65(4): 491-502.
- 7) Mak HKF, Yau KKW, Khuong PL, et al. Hypodensity of >1/3 middle cerebral artery territory versus Alberta stroke programme early CT score (ASPECTS): Comparison of two methods of quantitative evaluation of early CT change in hyperacute ischemic stroke in the community setting. Stroke 2003; 34(5): 1194-1196.
- 8) Fiebach JB, Schellinger PD, Jansen O, et al. CT and diffusion-weighted MR imaging in randomized order: Diffusion-weighted imaging results in higher accuracy and lower interrater variability in the diagnosis of hyperacute ischemic stroke. Stroke 2002; 33(9): 2206-2210.
- 9) Mullins ME, Schaefer PW, Sorensen AG, et al. CT and conventional and diffusion-weighted MR imaging in acute stroke: study in 691 patient at presentation to the emergency department. Radiology 2002; 224(2): 353-360.
- 10) Hill MD, Rowley HA, Adler F, et al. Selection of acute ischemic stroke patients for intra-arterial thrombolysis with pro-urokinase by using ASPECTS. Stroke 2003; 34(8): 1925-1931.
- 11) Urbach H, Flacke S, Keller E, et al. Detectability and detection rate of acute cerebral hemisphere infarcts on CT and diffusion-weighted MRI. Neuroradiology 2000; 42(10): 722-727.
- 12) Jones TR, Kaplan RT, Barton Lane, et al. Single-versus multi-detector row CT of the Brain: Quality assessment. Radiology 2001; 219(3): 750-755.

図表の説明

- Fig. 1 (a)低コントラスト分解能ファントム画像とそのロッド径
(b)低コントラスト分解能ファントム CT 値 5 HU セクションにおける ROI 設定
- Fig. 2 臨床例視覚評価記入用紙
- Fig. 3 Noise index を 5.0～10.5 まで変化させて撮影したデータから構築した 5.0 mm 厚 MPR の画像 SD, また管電流 580 mA, スライス厚 5.0 mm のノンヘリカルスキャンの画像 SD
- Fig. 4 25 cm ϕ 水ファントムを用いて, 同一範囲(35 mm)をノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンで撮影したときの装置表示の CTDIvol と dose length product(DLP)
- Fig. 5 25cm ϕ 水ファントムを用いてスキャンを行い, MPR のスライス厚を 5～10 mm に変化させたときの画像 SD
- Fig. 6 ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの撮影 FOV 中心部におけるスライス面内 MTF
- Fig. 7 ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの撮影 FOV 中心部より 5 cm 外側におけるスライス面内 MTF
- Fig. 8 ノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャン MPR のノイズパワースペクトル
- Fig. 9 評価に使用した低コントラスト分解能ファントムの画像
- Fig. 10 ヘリカルスキャン MPR と同一症例における拡散強調画像の臨床例
- Fig. 11 ヘリカルスキャンを行った臨床例 10 症例における装置表示の CTDIvol と DLP, また通常臨床で用いているノンヘリカルスキャン頭部単純 CT における DLP
- Table 1 低コントラスト分解能評価用ファントム, 5 HU のセクションにおける 20 mm, 14 mm, 10 mm のロッドの感度, 特異度
- Table 2 臨床例視覚評価結果
- Table 3 臨床例視覚評価の感度, 特異度, 陽性的中率, 陰性的中率