

診断参考レベルを究める

- X線CT分野 -

市立横手病院 診療放射線科 法花堂 学(Manabu Hokkedo)

【はじめに】

放射線診断のなかでもCTは患者被ばくが多いモダリティの一つである。2001年、USA Todayの一面に、AJR 誌に掲載されたBrennerの論文を紹介した小児CT被ばくに関する記事を契機に、近年では国内外で医療放射線防護に関する活動が活発に行われている。しかしながら小児におけるCT検査は専門病院以外では施行頻度も少なく、撮影条件は手探りというのが現状ではないだろうか。CT検査におけるX線量と画質、診断能はパラレルな関係ではない。画質の指標をSDで考えるとX線量が倍になってもSDは30%程度しか変化しないため、線量の増加分に見合った診断能の大幅な向上は望めない。半面、被ばくを気にするあまり、診断能の乏しい画像を提供する事では本末転倒である。CT検査において自施設の線量の落としどころが適切であるかを図る大まかな指標として診断参考レベルがあるが、更にもう一步踏み込んで、ALARAの原則に則り診断能を担保した最低限の線量であるか検証する必要がある。

【水晶体被ばくについて】

ICRPは2011年のソウル声明で、最近の疫学調査から、水晶体の組織反応について線量率効果が認められない、閾値はないか従来より低い閾値である可能性があるとの見解を示し、翌年公刊されたICRP publication118では、被ばくの形態によらず閾値を0.5 Gyに引き下げた。

水晶体が撮影範囲に含まれた場合におけるCTDIvolに対する吸収線量を推計ソフトで算出した結果、おおよそCTDIの90%程度であった。ODM(Organ dose modulation)をもたないCT装置における水晶体被ばくの低減手法には、Bismuth

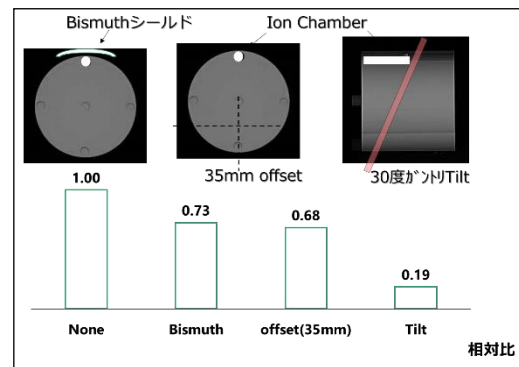


Fig.1 水晶体の防護策

防護材の使用、水晶体位置を可能な範囲でoffsetする方法、基準線を水晶体から外す等の選択枝がある。16 cmCTDIファントムにペンシル型電離箱線量計を挿入してFig.1に示すようなレイアウトでノンヘリカルスキャンを行い、air kermaを実測し、防護策なしとの相対比を求めた。照射範囲から対象臓器を外す事が、何はともあれ有効な水晶体の被ばく低減法であると言えるが、MRI画像とのスライス面の不一致もあるため、臨床医とのコンセンサスが必要である。

【小児頭部CTにおける検出目標】

当施設の小児頭部CT検査の内訳は、けいれん発作の原因となる器質的疾患や頭部打撲による脳出血の除外目的が7割を占める。小児頭部の特長として、新生児から乳児期にかけて髄鞘化に伴い脳実質の水分含量が急激に変化する。1歳程度までは頭蓋骨と脳実質の成長速度の不均衡によりCFSスペースが相対的に広い、脳重量は幼児期までに成人の90%、12歳で成人とほぼ同等になる、等があげられる。小児頭部CTで特に初回検査においては、臨床情報がとり難く病態の予測がつきにく

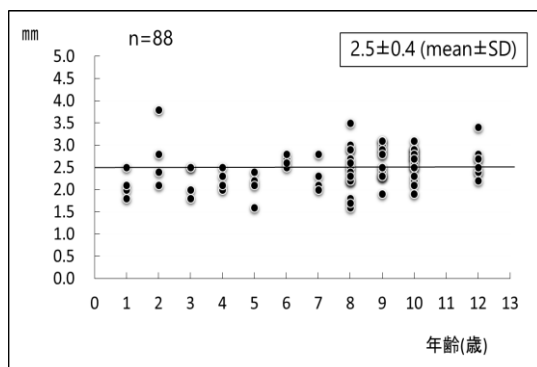


Fig.2 灰白質の厚さ

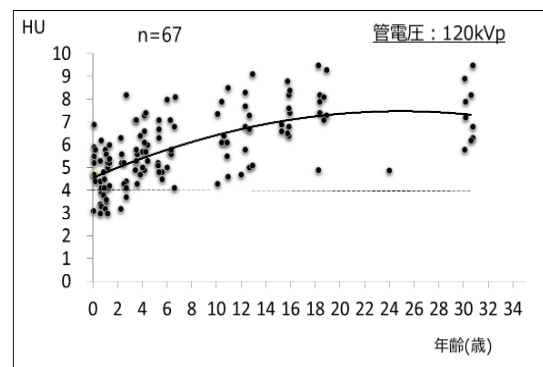


Fig.3 灰白質・白質コントラスト

いため、正常構造の識別が担保された画質でない
と初期診断を誤る可能性もあると考える。したがっ
て検出目標を成人の頭部CTと同様、脳の正常構
造でコントラストが最小である灰白質・白質とした。
灰白質の厚さの平均は2.5 mm、標準偏差は0.4で
成長変化を認めなかった。(Fig.2)また、灰白質・白
質コントラストの平均値は、新生児で約4.5 HU、2
歳で5 HU、10歳以上で6-7 HUと成長変化を認め
たが、個体差が大きく3-9 HUの範囲でバラツキを
認めたため、検出目標を安全側に考え新生児から
乳児期の灰白質・白質コントラストデータの第1四
分位である4 HUとした。(Fig.3)

【検出目標の検出を満たす画質】

検出目標を厚さ2.5 mm、コントラスト4 HUとし、こ
れを満たす信号体を配置したVirtual phantomにノ
イズを段階的に変化させたノイズ加算画像を作成
した。診療放射線技師7名がファントム内に配置し
た2つの信号体について、形状・大きさが正しく認
識できる・できないを自由な観察条件で評価し、検
出率80%以上を閾値とした結果、検出目標の識別
を満たす限界のSD値は3.0だった。

【小児頭部CTにおける検出目標】

プロトコル作成手順をFig.4に示す。頭部の最大
前後径・最大横径データから横断面の形状を楕円

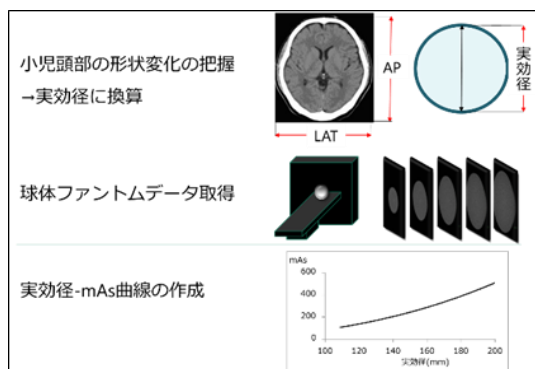


Fig.4 プロトコル作成手順

体と仮定して、頭部横断面の最大面積を算出した。
頭部断面積の変化をFig.5に示す。成人との相対
比は、乳児期で急激な変化を示し、その後ゆるや
かに上昇して学童期で成人の90%程度に到達する
が、年齢毎の変化以上に、個体差によるバラツキ
が大きかった。したがって頭部サイズの推定は年
齢ではなく、位置決め画像で頭部径を計測する方
法が妥当と考えた。頭部前後径と実効径とはほぼ
直線関係にあり、幼児期以降成人までは前後径・
左右径の比は平均1.18と一定であったが、新生児
から乳児期では平均1.12と形状がより円に近くなる
ため、実効径が相対的に小さくなる。このような形
状変化がみられるのも特徴である。頭部サイズに
応じた線量の最適化をするために、球体ファントム
をmAsを変化させて撮像し、異なるファントム毎
のmAs-SD曲線(Fig.6)からSD3を満たすmAs値をプ
ロットしたグラフをFig.7に示す。さらに実効径を頭
部前後径に変換して換算表を作成した。撮影時は
位置決め画像から頭部の最大前後径に対応した
mAsを装置に入力する方法を採用しているが、診
断参考レベルとの対比においてもそれを下回って
いた。臨床画像による画質の検証では、視床付近
のSDが3.1、標準偏差は0.2であった。

【Image gentry法の検証】

米国の被ばく低減キャンペーンである“Image

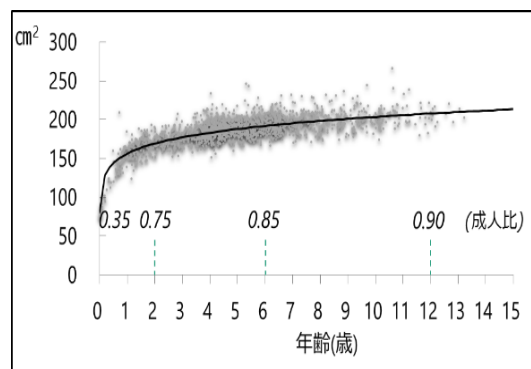


Fig.5 頭部サイズの変化

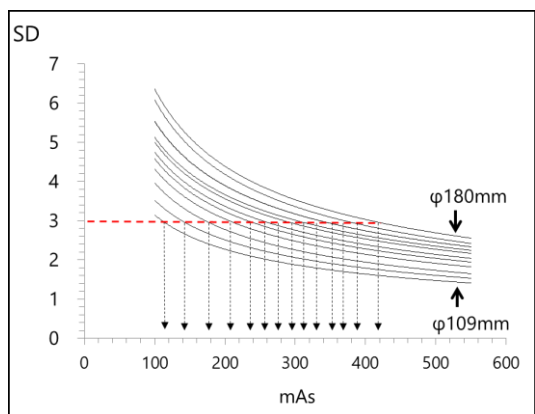


Fig.6 実効径毎の mAs-SD 曲線

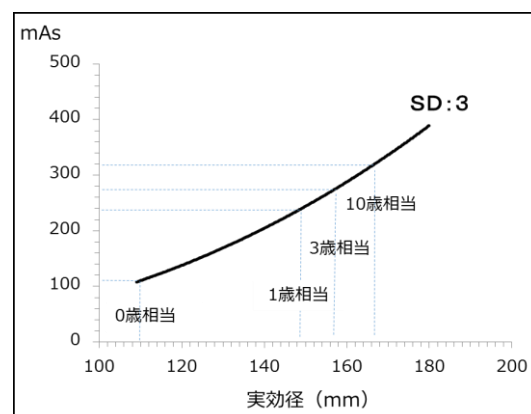


Fig.7 実効径-mAs 曲線

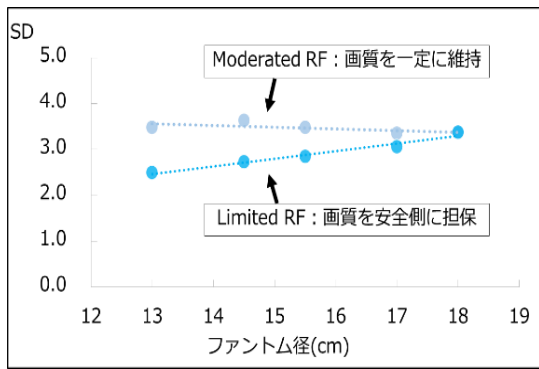


Fig.8 Image gentry法のSD変化

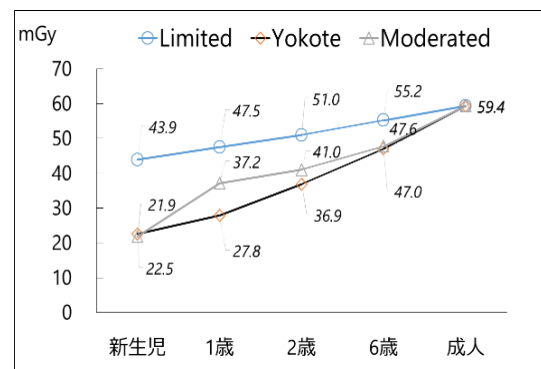


Fig.9 CTDIvolの比較

Gently”のウェブサイトにて、頭部・胸部・腹部CTにおける小児の年齢毎の管電流設定の推奨値が計算可能な無料エクセルワークシートが公開されている。これは、成人頭部の撮影パラメータで得られたmAsを基準として、換算係数を乗じて年齢に応じた最適なmAsを導くものである。換算係数には、低減率の異なるLimitedと、Moderatedの2種類が存在する。使用する場合は、mAs以外の撮影パラメータが成人と同じである事、成人のプロトコルが最適化されている事が条件となる。小児から成人までの頭部サイズと等価な水ファントムをImage-gentry法で撮影したSDの変化をFig.8に示す。換算係数Moderatedは頭部サイズに応じて画質を維持し、Limitedは画質を安全側に担保する傾向が確認できる。Image-gentry法と当施設の年齢区分ごとのCTDIvolの比較では、換算係数Limitedは年齢に応じた変化が比較的緩やかなのに対しModeratedと我々のプロトコルは傾向が近い事を示した(Fig.9)

【さいごに】

小児頭部CTの最適化に向け、検出目標を2.5 mm厚の灰白質、コントラスト4 HUとした。それを担保するSD値は3で、位置決め画像から頭部前後径を計測しmAsを決定している。また、診断に寄与しない被ばく、特に感受性の高い水晶体被ばく低減は喫緊の課題ととらえ、臨床医と協議したうえで撮影基準線をRBLから頭側30度としている。必要最低限の被ばくと診断可能な画質の維持という責務を達成するために、診断参考レベルはその物差しとして活用すべきツールであるが、画像が適正であるか個々の施設で詳細な検討が必要である。小児頭部の成長変化の特長を理解し、被写体サイズに応じた撮影条件を求めていくことは小児CTを最適化する上で必須事項であり、その動機づけとしてImage-gentry法は安全に使用可能と考える。