

「物理特性、結果をどう使う？」

座長 みやぎ県南中核病院 放射線部 熊谷 伸作(Kumagai Shinsaku)

【座長集約】

ここ5年位前から専門誌や技術学会主催のセミナーにより、一般撮影領域のpresampled MTFやNNPS, DQEといったデジタル画像の物理評価がデバイスさえ揃っていればどの施設でも比較的容易に出来るようになってきました。それに伴い、画像工学分野においても物理評価に関する報告も多く見受けられるようになりました。ただ、物理特性の結果を出すことだけに満足せず、いかにその結果を臨床画像へフィードバックするかが重要と考えます。そういった観点から今回の撮影分野のテーマを「物理評価、結果をどう使う？」とさせて頂きました。

福島県立医科大学の永井千恵さんには「視覚評価」について講演して頂きました。具体的内容としては視覚評価法の種類とCRシステムからFPDシステムへ変更後、同一条件下で得られたDQEからCRシステムを基準にしたとき、どの位まで線量低減可能かをCDダイアグラムと一対比較法で検討して頂いております。

CDダイアグラムによる評価のメリットとしては、バーガーファントムやCDRADファントムなど予め直径と深さの値が分かっているものをC-D curveやIQFinvで評価するので、比較的考察しやすいという点です。ただこれらのファントムは単純構造ですので、結果を臨床画像へフィードバックしたときに対象の部位によっては乖離が起きることもあります。一方、人体ファントムを用いて一対比較法などの視覚評価をする場合は、結果をそのまま臨床へ反映させやすいという面で非常に優れています。ただ評価基準を一定にしないと観察者ごとの結果が大きく変動しやすいという問題が発生します。変動因子を無くすために、C-Dダイアグラムによる観察実験以上に試料選別や事前学習をしっかりと行う必要があると考えます。

小括になりますが、物理評価で得られた結果を

臨床で生かすためには視覚評価が必須です。ただ、視覚評価を実施するには物理特性のように簡単に実験のやり直しが利かない場合も多いので、研究計画や試料選別に注力する必要があります。

東北大学病院の高野博和さんには胸部正面の「Exposure Index」(以下EI)をどのように設定すべきなのか講演して頂きました。

まずEIを算出する上で重要なのがキャリブレーションカーブの取得です。IECに準拠した方法で検出器到達線量とピクセル値の関係を表したものになります。取得自体は線量計さえあれば求めることが出来るので、presampled MTFやNNPSより難しくありません。また、このデータを得ることにより、臨床画像のRawデータのピクセル値から到達線量を推察することが出来るので有用と考えております。注意点として、EIはCRシステムの場合、フェーディングや読取装置のレーザー強度の影響があるため、FPDシステムの方が安定します。よってCRシステム単体でEIを導入しようとする場合は、フェーディングの影響や読取装置の感度などのシステム特性を把握しておく必要があると思います。

あとFPDシステムにおける胸部のEI算出を従来使用していたCRシステムと同じ画質で設定する場合、DQEの結果も当然必要ですが、CRシステムの基準撮影条件の根拠が必要です。詳細は後述して頂いておりますので触れませんが、システム移行の際には、物理特性の結果を反映させる前に目的に応じた撮影条件で実施されていたかを見直す必要もあります。

最後に、物理特性の結果を線量低減という面に絞って講演して頂きましたが、周波数処理などの画像処理においても当然のことながら物理特性は必須です。「根拠に基づく」線量低減や画像処理を実施するためにも、多くの方に自施設のシステムにおける物理特性を評価して頂きたいと考えております。

視覚評価 物理評価を臨床へ

公立大学法人福島県立医科大学附属病院 放射線部 永井 千恵(Nagai Chie)

【はじめに】

近年、一般撮影領域ではComputed Radiography (CR)に置き換わりFlat Panel Detector (FPD)の普及が急速に進み、FPDを導入する各施設において検出器の物理評価が多く報告されている。

一般的にFPDは従来使用してきたCRと比較して撮影線量の低減が可能であるが、物理評価の結果からどのように臨床での撮影条件を決定すればよいのだろうか。患者の被曝線量を可能な限り低減しながら臨床的に有用な画像を提供するために適切な臨床撮影条件の設定することを目的とし、物理評価の結果を踏まえた視覚評価の方法を理解する必要がある。

【視覚評価の必要性】

FPD導入時の検出器の物理評価として、presampled Modulation Transfer Function (presampled MTF)、normalized Noise Power Spectrum (NNPS)、Detective Quantum Efficiency (DQE)を用いた報告が多く存在する。多くはDQEの結果より1.0 cycle/mmのDQE比を用いてCRと比較した撮影線量低減率を求めている。

しかしIEC規格62220に規定されているように、物理評価はRaw dataを用いて算出しており、出力画像に含まれる各種処理が行われていないデータでの評価であるため、私達の実際に目にする臨床画像とは差異が存在する(Fig.1)。また、1.0 cycle/mmのDQE比から撮影条件を設定した場合、他の空間周波数帯で線量不足が生じることも考えられ、注意が必要である。そこで臨床画像を総合的に評価するために視覚評価が必要となる。

【視覚評価】

視覚評価は画像を観察することで解像度・粒状性・コントラストといった画質の要素を総合的に評価することが可能である。しかし人間による主観的な評価であるため、①観察者間変動、②試料間変動、③観察者内変動といった要因により結果に変

動が生じる。そのため、視覚評価の結果を判定するためにはそれぞれに適した統計的有意差検定を加える必要がある。

放射線医学の分野で用いられる代表的な視覚評価の方法として、ROC解析、ハウレットチャート法、CDダイヤグラム法、一対比較法などが挙げられ、以下に各視覚評価の方法と簡単な特徴についてまとめる。

・ROC解析

信号検出理論を基としており、観察者が、雑音の中に信号のある場合とない場合の2通りの刺激に対して信号あり・なしどちらと反応するかによって、観察者の診断能の評価や撮影システム・撮影手法の比較・評価を行う(Fig.2)。検診スクリーニングの精度評価や最近ではCADの性能評価などにも幅広く用いられる。

結果は縦軸にTPF(true positive function)、横軸にFPF(false positive function)を取り、ROC曲線として示される。結果の統計的有意差検定にはt検定、Jackknife検定が用いられる。

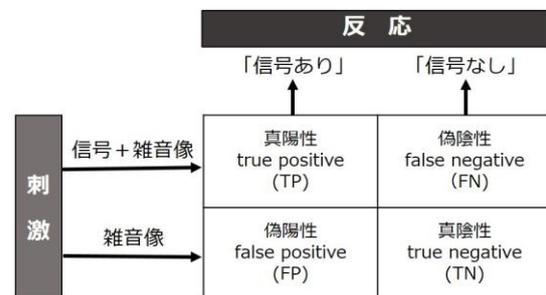


Fig.2 信号検出理論

・ハウレットチャート法

大小径の異なるドーナツ型のテストパターンが配置されたファントムを撮影し、その視認限界から画像の良し悪しを判断する方法である。X線画像の視覚評価や写真用レンズや乳剤の評価に古くから用いられてきた。観察した結果は空間周波数に対する視認確率(Visibility)としてグラフで示される。

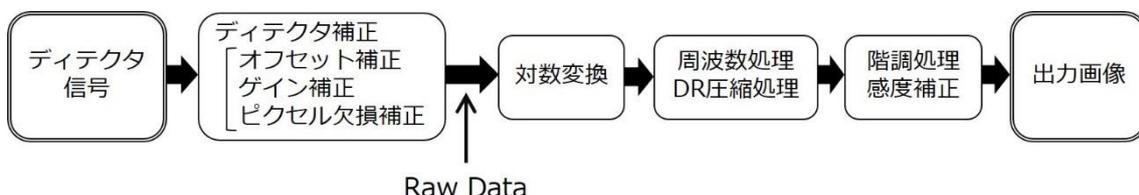


Fig.1 物理評価に用いられるRaw data

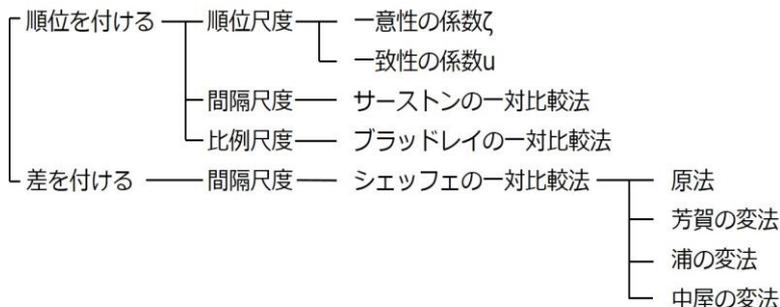


Fig.3 一対比較法

・CDダイヤグラム法／バーガーファントム法

信号サイズとコントラストを段階的に変化させた画像を観察し視認できる信号サイズとコントラストの関係を得る方法である。バーガーファントムが有名であるが、CDRADファントムなどもあり同様の評価を行うことができる。

結果の表し方にC-D curve (Contrast-Detail Curve)、IQF (Image Quality Figure)、その逆数をとったIQFinvがある。統計的有意差検定の方法は比較する対象群によって判断する必要がある。

・一対比較法

数種類の試料を比較するために、その中から2つずつを取り出して比較し、各刺激に対する心理的尺度を構成する方法である。一対比較法にはいくつかの種類が存在する (Fig.3)。統計的有意差検定の方法は比較する対象群によって判断する必要がある。

【目的】

当院においてFPD導入時に測定したFPDとCRの物理評価の結果より、骨盤正面の撮影を想定したRQA5の線質においてFPDがCRより60%撮影線量を低減できることが示唆された (第3回東北放射線医療技術学術大会にて報告) (Fig.4)。そこで今回は物理評価で得られた線量低減率を視覚評価にて検証した。

【方法】

物理評価はIEC 62220-1に規定される方法にて測定を行った。視覚評価の方法は、CDダイヤグラム法とシェッフェの一対比較法 (浦の変法) とした。

1. CDダイヤグラム法

検出器への到達線量が臨床での骨盤撮影時と同等になるよう、1 cm厚のCDRADファントムを18 cmのアクリルファントムの中央に挟んで計19 cm厚として図のように配置し (Fig.5)、臨床と同様の条件で撮影を行った (80 kV, 200 mA, Grid 8:1)。検討した撮影線量は、CR 32 mAsを基準として線量を50, 60, 70%低減したFPD 16, 12.5, 10 mAsとした。

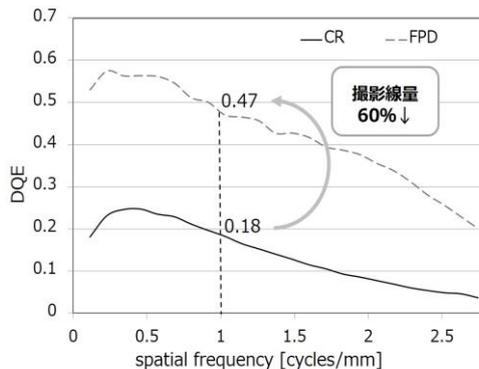


Fig.4 DQE

各条件で取得したファントム画像2枚ずつを技師歴10年以上の当院診療放射線技師7名で読影した。

2. シェッフェの一対比較法 (浦の変法)

1.と同様にCR 32 mAs、FPD 16, 12.5, 10 mAsの条件にて骨盤ファントムを撮影した。ファントム画像の仙骨孔・腰椎横突起・大腿骨頭の骨梁の見え方と軟部組織の粒状性を総合的に比較判断し、+2~-2までの5点系として診療放射線技師7名にて評価を行った。

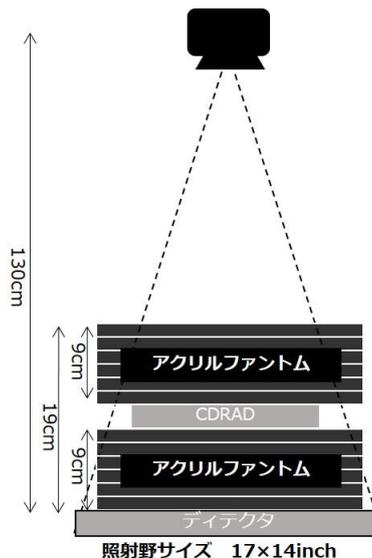


Fig.5 CDRAD 撮影配置図

【使用機器】

- ・ FPD : KONICA MINOLTA 社製 Aero DR (sampling pitch 175 μm)
- ・ CR : KONICA MINOLTA 社製 REGIUS (sampling pitch 175 μm)
- ・ 視覚評価ファントム: CDRAD 2.0ファントム、骨盤ファントム、アクリルファントム
- ・ 読影モニター: EIZO 2Mモニター

【結果】

1. CDダイヤグラム法

C-D curveではFPD 12.5 mAsがCR 32 mAsと同等の視認性を持っていることが確認できた

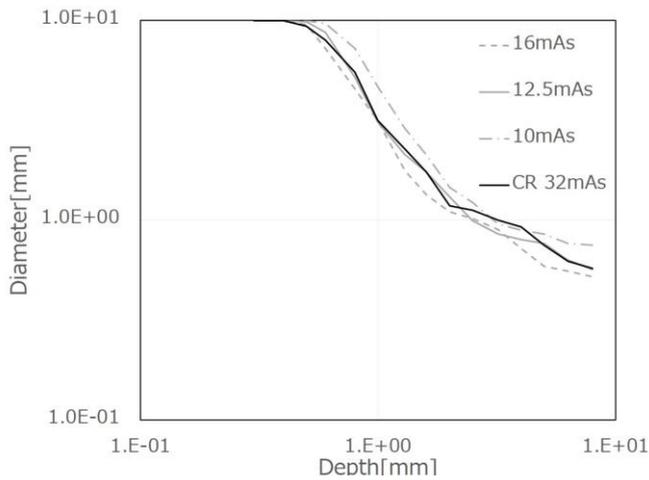


Fig.6 C-D curve

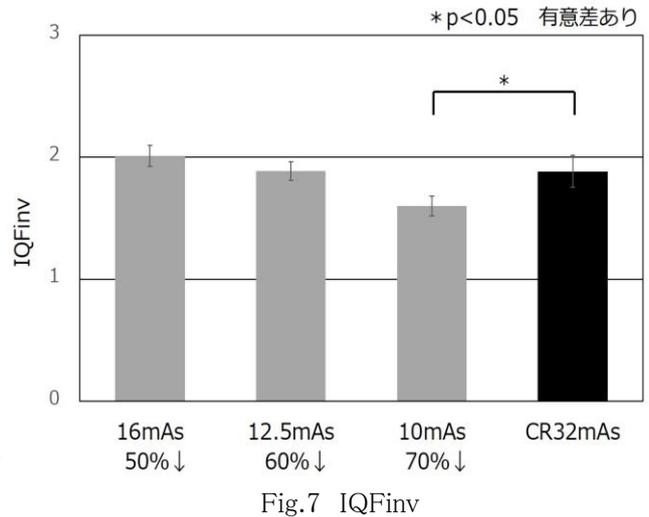


Fig.7 IQFinv

(Fig.6)。IQFinvで比較すると、FPDで撮影線量を50%低減、60%低減した場合にCRと有意差のない信号視認性であることが確認できた (Fig.7)。

2. 一対比較法 (浦の変法)

一対比較法の結果を尺度図として示す (Fig.8)。基準としたCR 32 mAsと比較し、それぞれ片側t検定を行うと、FPDで撮影線量を50%低減した16 mAsのみ有意差なしという結果となったが、60%低減した12.5 mAsではCR 32 mAsより優位に低い結果となった。

以上1、2の結果より、FPDで骨盤正面を撮影する際はCRに対し50%撮影線量を低減可能であることがわかった。

【考察】

物理評価では撮影線量を60%低減できるという結果に対し、視覚評価では50%低減と、結果に差が生じた。これは視覚評価と物理評価には使用する画像データ・線質・被写体の存在による散乱線の影響など、評価する条件に違いがあるためであると考えられる。

また、2つの視覚評価の手法によっても結果に差が見られたが、先に述べたように視覚評価が主観的評価であり結果に変動があるためと考えられ

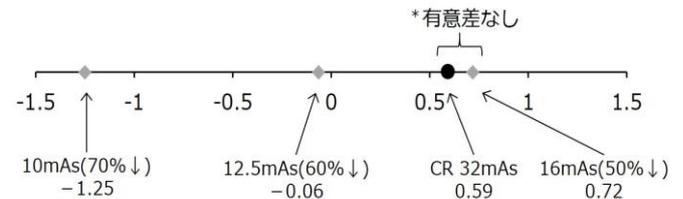


Fig.8 一対比較法 尺度図

る。視覚評価の変動要因には①観察者間変動、②試料間変動、③観察者内変動があり、これらの変動は、試料数を増やしたり、観察者に事前訓練を行ったりすることで改善されるが、試料間変動を抑えようと極端に試料数を増やすと、観察者の疲労が増加し観察者内変動が大きくなるため、これらのバランスを考えた上で実験計画を設定する必要がある。

【まとめ】

検出器の性能評価を行うには物理評価が必要である。しかし物理評価の取得は臨床の撮影条件・画像処理条件と一致しない部分があるため、安易に臨床に結びつけることはできない。診療に適切な臨床画像を適切な線量で撮影し提供するために、物理評価による検出器性能評価に加えて視覚評価を行う必要がある。

【参考文献】

- 1) よくわかる医用画像工学 石田隆行・加野亜紀子、他 オーム社
- 2) デジタルX線画像計測 日本放射線技術学会監修 市川勝弘、石田隆行共編 オーム社

- 3) 統計的官能評価法 長沢伸也編著、川栄聡史著 日科技連出版社