

〔一般研究発表〕

座 長 集 約

新潟大学医学部附属病院 吉 村 秀太郎

今回の一般研究発表の演題数は3題あった。各々内容が異なるので1題ずつみてみると、第1席の『心臓カテーテル検査時の散乱線スペクトル測定』は、被曝問題がクローズアップされる中、散乱線のスペクトルに着目し、多方向のアンギュレーションの測定結果の報告である。心カテ時の術者被曝を想定し、被曝ポイントを3カ所とし、高さの違いも3ヶ所の計9か所を測定点としている。アンギュレーションも心カテ時、最も多いと思われる5方向についての測定結果である。測定も散乱線スペクトルのほかに、平均エネルギー及び装置の違いについても検討している。また撮影時と透視時についても分類しており、測定と結果のまとめに莫大な時間を費やされていることが想定できる。おもな結果をみると、撮影電圧では装置やアンギュレーションによりまちまちであるが低電圧側では59～68kV、高電圧側では84～92kVであり、その際の平均エネルギーは各々40.05～43.71keVと48.31～50.37keVとなっている。アンギュレーションおよび装置により若干の差が生じており、必ずしも撮影電圧と平均エネルギーが一致していない結果になっているため、ぜひ解明してほしいものである。また散乱線スペクトルの測定結果の一部を紹介すると測定位置の違いでは7インチ透視時での右大腿部では平均エネルギーが48.36keVで相対感度（カウント数）のピークは約1700、左上腕部では54.02keVで約900となっている。また高さの違いでの7インチ撮影時の場合、被写体の高さでは平均エネルギーが41.92keVで相対感度のピークが約120、被写体より40cm上方では42.22keVで約200、また30cm下方では42.71keVで約230の散乱線スペクトルとなっている。また装置の違いを7インチ撮影時で見ると、A装置での平均エネルギーでは42.97keVで相対感度のピークは約310、B装置では46.28keVで約240の散乱線スペクトルとなつて

いる。以上より測定位置やアンギュレーション及び装置の違いにより散乱線スペクトルのカーブ形状や相対感度、そして平均エネルギーに大きな変化がみられ、測定位置では相対感度のみ変化しており、これらの差異をいかに解明しどのようにして被曝線量に結びつくのか今後の報告に期待したい。なお、質疑応答の一部要旨を紹介する。

①質：測定データより有用性ある具体的な利用の方向性はどのように考えているか？

答：今までは線量のみで被曝を評価していたが線量以外にエネルギーなど線質の把握が可能になると思う。

②質：スペクトルの形状が多種あるが標準的なものがあるか？

答：標準的の形状は把握しきっていないし、形状そのものについては今のところ考慮していない。

③質：スペクトル形状のピーク高低とカウント数は被曝とどのような関連があるか？

答：ピーク値によってエネルギー依存性のチェックが可能と思われ、またカウント数が多いと言う事は線量が多いと言う事だ。

④質：スペクトル形状で約20～25keVの低エネルギー側でフォトンが発生しているようだが測定時補正しているか？

答：今回使用のX線アナライザーはエネルギー測定が可能な測定器なので低エネルギー側はカットされていると思う。

⑤質：この測定器は方向依存性の影響が大きいがどのように方向を決めているか？

答：この測定器には光センサーが備えられているので、これを利用して方向を決めている。

第2席は『シングルプレーンアンギオシステムにおける幾何学的拡大率の補正方法の検討』である。心カテ時のシングルプレーンシステムでのC

アームでの回転角度と血管陰影がモニター面上を定量的に移動する関係に着目し、幾何学的拡大率の補正のための関係式を導き出した注目すべき報告である。すなわち血管の狭窄病変部の評価は客観的評価法であり、多くはシステムに組み込まれた解析機能によりカテーテルの内径に造影剤を満たしキャリブレーションするのが一般的と演者は言い、この方法で評価すると造影剤の濃度差により内径の誤認や同じ外径カテーテルでも内径は異なるなど信頼性において問題があると言う。今回はシングルプレーンシステムを想定し、前述の被写体の移動量により幾何学的配置を算出する理論でこれらの問題点の補正を行う算出方法を報告している。算出理論及び方法は演者の抄録に任せるとするが、結果からみるとこの理論から補正する幾何学的拡大率はIIの入力視野サイズが7および4.5インチとも回転角度は10度以上が優位であると言ひ、臨床上でも有効と思われる。また臨床応用ではパソコンを利用しており処理時間はシステム内蔵の既存ソフトに一步譲るものの再現性、測定精度においては有用性が高いといい、システムに内蔵可能となれば・・・と今後の研究報告に期待したい。特に基礎的検討から算出理論を、そして臨床応用など演者らは多数報告されているので、口述発表では理解しにくい点もあり、是非論文として報告してもらいたいものである。質疑応答の一部を紹介すると。

①質:IIのズームアップにより歪みが順次大きくなるが補正しているのか?

答:9インチ以下の7インチや4.5インチは歪みが少ないので無視している。

②質:モニター面上、カテーテル先端と血管病変部に距離間がある場合、互いの補正は?

答:当院では子供症例なので距離間による歪みは考慮に入れていない。また、回転角が10度と言っても画面上では僅少でおそらく約10ピクセルぐらいの動きと思われるので無視している。ただし、大人の症例となると回転角も大きくなるので、その角度の正確な把握が重要ポイントと思われる。

第3席は『定量的冠動脈造影に置けるカテーテ

ルキャリブレーションの精度について』である。これは冠動脈造影での血管計測法としてカテーテルをキャリブレーションする最近では最もポピュラーな方法である。演者はこの方法の精度を高めるために検討した報告である。カテーテルキャリブレーションの精度に特に影響する要因は撮影電圧、カテーテル内の造影剤濃度、そしてカテーテルサイズの入力値をあげており、カテーテル実測値と計測装置QCA-CMSの計測で比較検討している。撮影電圧は60~100kV間で5段階で評価しており、電圧値が高くなるにつれカテーテルサイズの実測値と計測値のばらつきが大きくなり、その誤差は10%以上にも及ぶと言う。また、II光学系の歪率も算出しており、それによると装置にもよると思うが最大値は約6%あったという。以上の測定結果によりカテーテルキャリブレーション精度向上のためには、臨床上では撮影管電圧の低圧化を、特に90kV以上は避けるべきといい、カテーテル内の濃度差(有無)ではどちらか一方に統一して行うのがよいという。また、IIの歪みの影響を避けるためにはモニター面中央で目的病変部を撮影すべきと示唆している。当然のこととはいえ、各データを示しての報告は説得力があり是非励行したいものである。前席同様に質疑応答の一部を紹介する。

①質:カテーテルキャリブレーションを施行する際のトレース方法はどのように行っているのか?

答:測定ポイントは任意でマニュアルで行うが、カテーテルそのもののトレースはオートで行い、カテーテル内に造影剤が満たされていても外径値を入力値としている。

②質:撮影管電圧が上昇するとコントラスト等の低下により誤差の範囲が広いと言っているにもかかわらず、スライド中に良(+)側にあるものが見受けられるがなぜか?

答:カテーテル管内に造影剤が無の場合、マイクログラフメーターでの読みがなまっている場合と考えられる。

③質:CMSで画像を取り入れる場合、拡大して行うと思うが、プロジェクターの光源量が同じであれば拡大するほどコントラストの低

下は当然ではないか？

答：そのとうりと思う。ただ測定は常に同じ方法で行っている。

以上、3題とも日常心カテ検査上、臨床時に関与している疑問や困惑している点に着目しており、

それらを解決すべき地道な研究成果の報告である。私達は大いに参考にして日常業務に役立たせたいものである。最後に演者の方々の日頃の努力に敬意を表し、益々のご研鑽と今後のご活躍を祈願致します。