

6 Ga・骨シンチ読影におけるpitfalls 越智宏暢（大市大）

最近のシンチカメラの性能向上により、短時間で鮮明な全身のイメージが得られることから、骨シンチやガリウムシンチの件数が大幅に増加してきている。われわれの施設でも年間、骨シンチが約3000件、ガリウムシンチが約1500件と多くの検査を行っている。これらの検査の特徴は、全身像の観察ができることであり、他の検査法では得られない多くの情報を提供してくれる。しかし、これらのシンチグラムから正確に診断をすすめるには、先ず質の良いイメージが要求される。次に、シンチグラム読影の際に、患者の既往歴や現症、他の検査所見も十分知っておくことが大切である。

骨シンチでは、骨がtarget organで軟部組織がbackgroundとなるが、骨に病変があれば病巣部がtargetで正常骨がbackgroundとなる。したがって濃度の高いイメージでは、小病巣を見落すことがあり、撮像条件は重要である。また、全身骨にdiffuseに強い集積を示す副甲状腺機能亢進症や悪性腫瘍の骨転移例では、適正濃度だけを考慮して撮像すると正常分布と誤診することがあるので注意が必要である。脊椎骨や骨盤骨で放射線治療後、照射部位に一致して集積の低下がみられるが、患者の既往歴を知っておくことも大切である。また、骨シンチを読影する際に、骨病変だけでなく軟

部への異常集積も十分注意してみる必要がある。

骨シンチとガリウムシンチが同時期に施行される症例も多いが、とくに肝細胞癌の症例においてガリウムシンチが骨シンチより適確に骨転移病巣をとらえている数症例を経験している。

ここでは、骨シンチ、ガリウムシンチについての技術的な問題点、診断に苦慮した症例やpitfallについて症例を供覧したい。

7-i SPECTの基礎 外山比南子（筑波大 放）

核医学における断層画像作成の最初の試みは、1963年、KuhlとEdwardsによって始められた。検出器走査方式によるもので、現在のようなコンピュータの利用もなく、画像として満足なものではなかった。1972年、X線CTが導入されるとその影響を受けて、ポジトロン断層法、特殊コリメータによる断層法などが急速に開発された。なかでも、カメラ回転方式を採用したシングルフォトンECT(SPECT)は臨床応用が進み、日常診断に不可欠のものとなっている。

SPECTの基本原理は、X-CTやポジトロンCT(PECT)と同様に投影データからの画像再構成である。投影データをフィルター処理した後、逆投影して断層画像を作成する。X-CTは、外部線源からのX線が被写体を通じたあと検出して、透過量の違いを画像とする(透過型CT)。従って線源と検出器系を理想的に作るができる。一方、PECTやSPECTは、被写体から放出されるガンマ線を検出して線源分布を画像とする(放射型CT)。しかし、ガンマ線が被写体を通りながら検出されるので検出した投影データには線源と吸収量の両者が含まれている。正しい線源分布を得るには吸収補正が必要となる。PECTは同時に正反対方向に放出するガンマ線を同時測定して線源の方

向を知る。これに対しSPECTでは鉛コリメータを用いて物理的に線源の位置を知らなくてはならない。従って、コリメータから遠くなるほど分解能が劣化する。また、従来のガンマカメラでよく知られているように、検出器自身の分解能が2~3mm FWHMであってもコリメータに制限されてカメラの分解能としてはFWHMが2~3倍広がることになる。さらに、被写体で放出されたガンマ線は検出器に達するまでに散乱されて、誤った位置情報を与える。

SPECTが他の断層法に比べ定量性に欠ける原因として、吸収補正法、分解能の低さ、散乱補正法の問題があげられる。均一吸収体に対する吸収補正法は定量性の高い方法が考案され、現在では不均一吸収補正法が研究されている。深さ方向の分解能低下や散乱線補正の問題も多くの研究がなされている。

ここでは画像再構成の基本的な原理からSPECT固有の問題点について、ソフト的な面から述べる。