

VI 腹部画像診断におけるCTのトピックと技術

1. 臨床編：Dual energy CTとphoton counting detector CTが臨床に与えるインパクト

5) Dual energy CTおよびphoton counting detector CTによる造影剤減量・被ばく低減の現状と展望

中浦 猛 熊本大学半導体・デジタル研究教育機構総合情報学部データサイエンス分野

腹部CT検査は、肝胆脾をはじめとする腹部臓器の画像診断において中心的な役割を担い、造影CTによる多時相撮影は日常臨床の基盤をなしている。一方で、ヨード造影剤の投与に伴う造影剤腎症 (post-contrast acute kidney injury : PC-AKI) や、反復するCT検査に伴う被ばくの累積は、長年にわたる臨床的課題である。近年、PC-AKIのリスクは以前よりも低いと言われているものの、高齢化に伴う腎機能低下患者の増加やCT検査件数そのものの増大を背景に、造影剤の減量と放射線被ばくの低減を両立することがこれまで以上に強く求められるようになった。こうした臨床的ニーズに対し、dual energy CT (DECT) とphoton counting detector

CT (PCD-CT) は、従来のsingle energy CTとは本質的に異なるアプローチを可能にする技術として注目されている¹⁾。本稿では、腹部画像診断を中心に、DECTおよびPCD-CTによる造影剤減量と被ばく低減に関する最新の知見を概説する。

DECTにおける造影剤減量

1. DECTのメカニズムとそのメリット

DECTは、2つの異なるエネルギーのX線を用いて同一部位を撮影する技術である。その実装方式にはdual source

型 (2管球2検出器)、rapid kVp switching型 (高速管電圧切替)、dual layer型 (2層検出器) などが存在する (図1)。

DECTによる物質分離の物理学的基盤は、X線と物質の相互作用におけるエネルギー依存性にある。X線の減弱は、主に光電効果とコンプトン散乱の2つの相互作用に支配される。光電効果は原子番号Zの3~4乗に比例し、光子エネルギーEの3乗に反比例する ($\propto Z^3 \sim 4/E^3$) ため、エネルギーおよび物質への依存性がきわめて高い。一方、コンプトン散乱は主に電子密度に依存し、エネルギー依存性は比較的小さい。DECTは、この2つの相互作用のエネルギー依存性

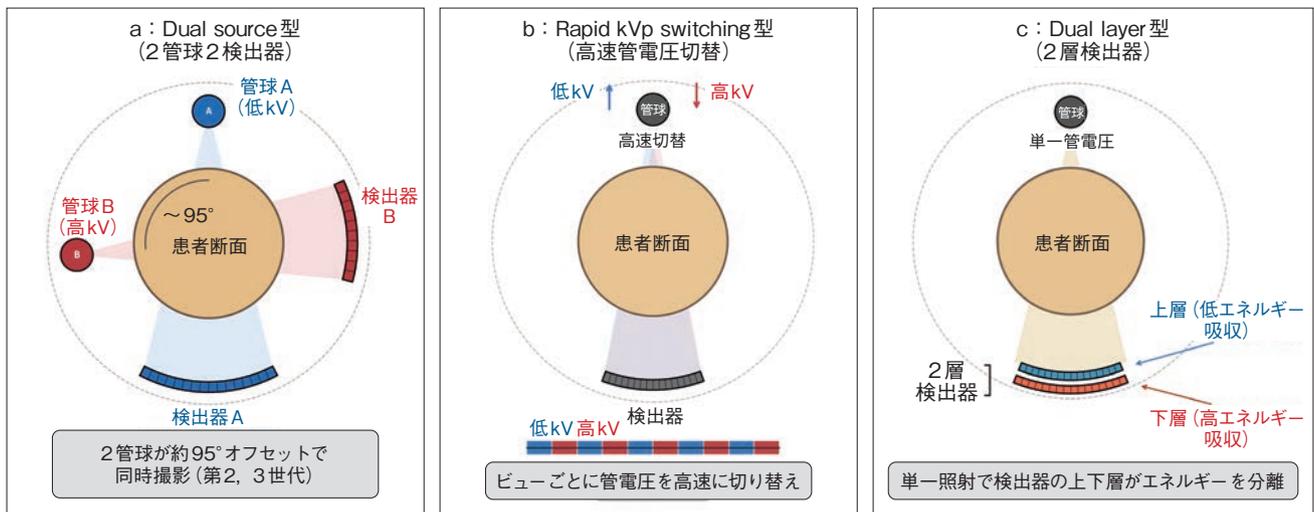


図1 DECTの3つの実装方式

- a : dual source型。2組の管球-検出器対が約95°のオフセットで配置され、異なる管電圧で同時にデータを取得する (第2, 3世代)。
- b : rapid kVp switching型。単一の管球がビューごとに管電圧を高速に切り替え、1つの検出器で交互に低・高エネルギーデータを収集する。
- c : dual layer型。単一管電圧の照射に対し、2層構造の検出器が、上層で低エネルギー光子を、下層で高エネルギー光子を吸収することで、単一照射からエネルギー分離を実現する。