

特集: FPDによるコーンビームCTの進歩

総説

初期3DCTからFlat-detector Angiographic CT
(FACT: DynaCT) までの臨床経験

高野 英行

千葉県がんセンター 画像診断部

From 3DCT to Flat-detector Angiographic CT
(FACT: DynaCT): Initial clinical experiences

Hideyuki Takano

Division of Diagnostic Imaging Chiba Cancer center

要旨

フラットディテクターを用いたコーンビーム CT の初期経験について述べた。C-アームの回転によりCT相当の画像を得ることができる。我々の用いたシステムは Dyna CTであり、このシステムでは、アンジオ CT の様に、血管造影室において軟部組織の情報をスライス画像として表示できる。血流の多い腫瘍の描出や治療に有効である。Dyna CTは、細かく広いダイナミックレンジと小さな立方体のボクセルの効果により、立体的経静脈性 DSA (VIVID) においても細かな血管を描出できる。

Abstract

This is an initial report of clinical experience with cone-beam CT with Flat-detector (DynaCT). DynaCT makes it possible to acquire CT-like images. Image acquisition is performed with a C-arm rotation. DynaCT delivers soft tissue images in the angio suite like Angio-CT system. DynaCT has potential to visualize hypervascular tumors and to treat tumors such as embolization. DynaCT provides fine and wide dynamic range data and small cubic voxels. These data enable us to visualize fine vasculatures in 3D, not only by arterial injection but also by intravenous injection (Volume IntraVenous Injection DSA).

Key words: Cone-beam CT, 3DCT, 3D angiography

はじめに

私が、3D CTの研究を始めたのは、1989年埼玉県立小児医療センターで、頭蓋骨早期癒合症や先天性股関節脱臼の患者さんが、その対象でした。そのころの、3D CT画像は、ワークステーションの能力が低かったため、作るのに半日がかりでした。それらの3D CTを早く、高精度に撮れないかと思ってきました。1つの方法として、MD CTが発展してきました。現在の64列になるとMD CTも通常の back-projection 法では、アーチ

ファクトが多くなるため、cone-beam CTと同様の再構成関数を用いるようになってきており、MDCTの発展形の1つもcone-beam CTとすることができます。

もう一方でcone-beam CTの発展があります。

Cone-beam CT技術の発展

Cone-beam CTは1984年に Feldkamp らが、2次元投影データから3次元再構成により、断層画像を再構成するアルゴリズムを発表したことが始まりである¹⁾。そ

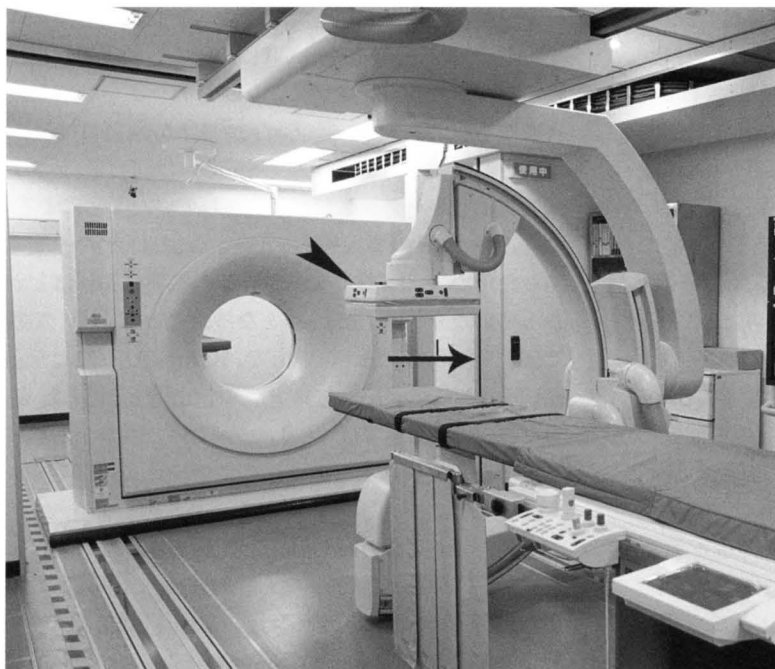


Figure 1. AngioCT 3way system
Angio室、CT室の2室が直列に存在し、鉄製の自動ドア(矢印)を開けることにより、AngioCTとして利用できる。血管造影中に他の患者さんのCTを行うことも可能である。手前のAngio装置はFlat-detector(矢頭)が搭載されている。

の後の cone-beam CTの技術は、このアルゴリズムまたは、その派生アルゴリズムが用いられている²⁾。イメージンテンシファイアー (I. I.) を用いたデジタルサブトラクション血管造影 (DSA) を用いた3次元的な血管像を描出するシステムを各社が発売し、脳動脈瘤のインターベンションに利用されている³⁾。また、C-armを用いた整形外科領域のCone-beamCT⁴⁾や、歯科専用の Cone-beam CTも発売されている。これらはI. I. を利用したシステムであり、低コントラスト分解能が悪いため、造影された脈管、骨格、歯、空気とのコントラストが強い肺などが対象となっている。低コントラスト分解能が悪いため、軟部組織間の分解能はないため、通常のスライスCTとしての利用ではなく、骨格、歯や顎の3次元再構成画像や、インターベンション時のナビゲーションに用いられている。

フラットパネル検出器の登場

フラットパネル検出器 (flat-detector: FD, flat panel detector: FPD) は、X線入力情報を電気信号に変換する平面型のセンサーである。X線を電気信号への変換するためのセンサーであるが、その変換方式により「間接変換方式」、「直接変換方式」がある。「間接変換方式」では、入射されたX線の強さに応じて光に変

化させるシンチレータと光を電気信号に変えるフォトダイオードと、電気信号を受け取る薄膜トランジスタ (TFT) により構成されている。一方「直接変換方式」では、X線の強弱をX線変換膜 (X-ray photoconductor) により直接変換する方式である。

「間接変換方式」のメリットは、フォトダイオードによる優れた光検出能である。しかし、光散乱などによる空間的なボケの問題もあると言われているが、臨床上、問題となっていない。「直接変換方式」のメリットは、フォトダイオードによる層が不用で、信号劣化やノイズ混入が少ないと言われているが、1mm前後のセレン膜を均一にしたり、X線を電気信号に変換するために、10KVの高電圧をかける必要があるため、その状態を維持させることは難しい。

FACT(DynaCT)の概要

千葉県がんセンターでは、Flat-detectorを用いたAngio装置と16列 MDCTを用いたアンジオ CT装置をangio CT装置として2004年3月に導入しました。この装置はAngio CT 3way systemとして、angio装置、MDCT単独でも利用でき、両者を合わせた Angio CTとしても利用できる (Figure 1)⁵⁾。同年11月からcone-beam CT用ソフトであるDynaCTの臨床応用研

究を行ってきた。同年11月のRSNAでは、Flat-detectorによる cone-beam CTがAngiographic Computed Tomographyとして演題発表された。本邦では、AngioCTがIVRCTとして使われているため、我々は、一般名としてFlat-detector Angiographic Computed Tomography (FACT) を使用している。

我々の施設では、Angio CT装置にFACTの機能であるDynaCTを搭載している。そのため、Angio CT装置で出来ることを、低コントラスト分解能の劣るDynaCTに当てはめて行うのでは、検査をする正当性がない。そこで、我々は、MDCTの代用としてではない、Cone-beamCTの発展形としてのDynaCTの可能性について研究をしてきた。その概要とその経験を述べる。

ハードウェアはシーメンス旭社製血管造影装置AXIOM Artis dTA、Focus-to-FDは120cm、Flat Detector はアモルファスシリコン (aSi) とヨウ化セシウム (CsI) シンチレーターによる間接方式の機種である。大きさは30cm×38cmの長方形、Image Matrixは1920×2480, 14bitでpixel sizeは154マイクロメートルである。ソフトウェアはDynaCTである。

DynaCTは flat-detector を約200度回転させて、スライス画像を作る。プロジェクション数により精度、濃度分解能が異なってくる。DynaCTの初期バージョンでは、秒30プロジェクションが最高値であったため、5秒、10秒、20秒の回転において、133～538プロジェクションであった。現在秒60プロジェクション4秒、8秒スキキャンが追加されている。我々は通常約250frameの10秒

のシーケンスを利用している。

I. I. によるcone-beam CTにおいても軟部組織描出のため、250～500プロジェクションデータを利用した再構成も行われたが、低コントラスト分解能は 50HUの差を認識できる程度であった。それは、I. I. システムのダイナミックレンジが限定されていたことによる。Flat-detector の導入後も、7.5frames/sほどの速度であったため、200プロジェクションの撮影に30秒ほどかかっていたが、30frames/sとなったことにより、20秒で500プロジェクション以上で、10mm/10HU (16cm CATPHAN) の高い低コントラスト分解能を得られる。また、60frames/sでは、より高速に、高い低コントラスト分解能を得られる。

Dyna CTの撮像方法

通常CTと同様に軟部組織を1回の撮影で撮る回転DRと、造影前後でサブトラクションを行う回転DSAの撮影方法がある。

撮影後は、ワークステーションへ画像転送し、画像再構成はFeldkamp algorithm^{1) 2)}を用い、Scatter correction, Beam hardening correction, Truncation correction, Gray value scaling in Hansfield units, Ring correctionなどの後処理を行う。画像は400から450枚のスライスデータとして表示される。また、3次元画像は、自動再構成の設定をセットしておけば、必要や部位に応じた3次元画像が表示される。画像が描出時間は、撮影frame数や画像再構成のvoxel数により異なるが、1～5分程度である。これに関しては、高速LANによ

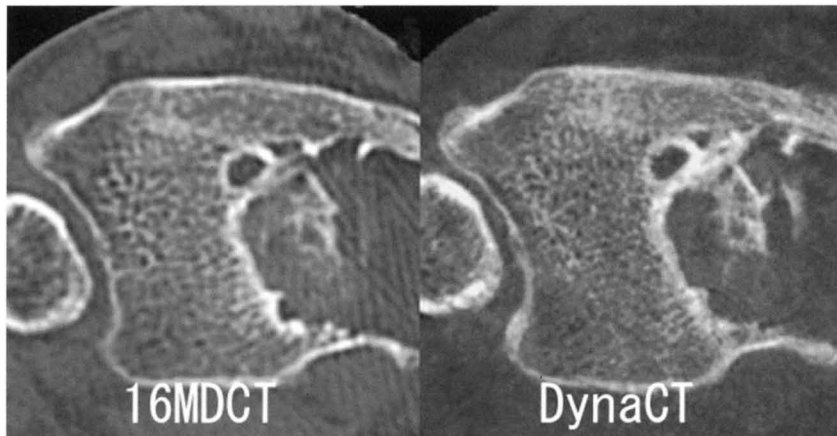


Figure2. 16スライスMDCTとDynaCTの比較

下腿の骨嚢胞のスライス画像、16スライスMDCTと比較すると、DynaCTでは細かな骨梁の描出能が優れている。しかし、軟部組織の低コントラスト分解能は落ちる。

り転送時間を短縮し、計算速度の速いCPUにすることや計算方法を最適化することにより、一分以内に短縮されると考えられている。

DynaCTの特性：優れた低濃度分解能

I. I. のcone-beam CTと比べるとFDでは明らかに、ダイナミックレンジの幅が広く、その階調も細かい。これにより、低濃度分解能が高くなる。DynaCTを含めて現在販売されているcone-beam CTの各メーカーのデータでは、 $10\text{HU}/1\text{cm}^2$ の濃度分解能を有するために、約500プロジェクションのデータが必要である。秒30frameでの撮影では約20秒のスキャンが必要である。

我々の施設では、沈静をかけた状態の患者さんに20秒の息止めは難しいことや動脈相に絞った検査では、20秒は長すぎるために、10秒スキャンを利用している。通常のCTと比べると高濃度の造影剤が直接動注され撮影できるため、10秒スキャンにて十分利用できる。

また、DynaCTの新しいバージョンでは、秒60frameによるスキャンが可能であり、8秒スキャンにて、480プロジェクションの撮影が可能であり、より低コントラスト分解能が改善している。

DynaCTの特性：細かい空間分解能

通常の再構成されたスライス画像は、20cm程度のFOVの範囲を512matrixにて再構成するため、約 $400\mu\text{m}$ の大きさのmatrixとなり、体軸方向も同じ長さとなるため、約 $400\mu\text{m}$ のvoxelにより構成されている。このvoxelの大きさは再構成領域の大きさを小さくすることにより $100\mu\text{m}$ 前後まで縮小することができる。我々の検討においても、骨梁の描出においては16列MDCTを上回る繊細さがある (Figure 2)。内耳の描出においては、あぶみ骨の3次元描出が可能であった (Figure 3)。

DynaCTの特性：Cubic voxel imaging

DynaCTを含めたcone-beam CTでは、画像再構成の時点で、全ての辺の長さを同じにして再構成するため、voxelの一辺の大きさはいずれも同じで、立方体(cube)をしているため、Cubic voxel imagingと言える。MDCTでは、iso-tropic imaging という言葉が使われるが、実際の臨床では全ての方向の辺の長さは同じではなく、near iso-tropicなvoxelとなる。DynaCTを含めた

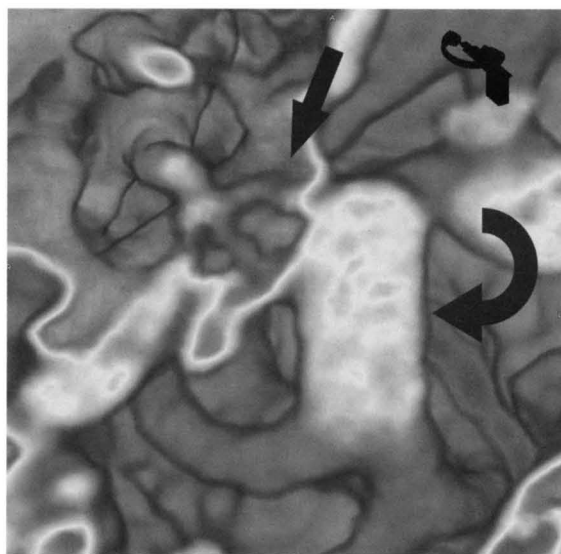


Figure3. 中耳、内耳の3次元再構成画像

Voxelの一辺を $100\mu\text{m}$ スライスで再構成し、3次元再構成を行った。

内耳のあぶみ骨(矢印)、前庭(曲矢印)とが前庭窓が連結している様子が、3次的に観察できる。

cone-beam CTはMDCT以上の特性と言える。そのため、あぶみ骨の様な細かな構造物の3次元構築が容易である (Figure 3)。

DynaCTの特性：広いダイナミックレンジ

FD, I.I.ともにcone-beam CTに用いられる検出器は、造影剤の認識が良好になるように製作されている。そのため、ダイナミックレンジが広く、骨や造影剤の濃度を分離できる濃度分解能を有する。Dyna CTに用いられるFDでは14bitのダイナミックレンジを持つ。CTの検出器は、軟部組織の濃度を分別するため低コントラスト分解能が高くなるように作られている。そのため、軟部組織の分解能は優れているが、高信号部分のダイナミックレンジは狭く、そのため、骨と造影剤など高濃度の物質は、分離が難しくなる。そのため、頭蓋底などの部分では、CTアンジオによる3次元血管像では、血管と骨との分離が難しい。Dyna CTによる3次元血管像では、サブトラクションを行っていないDR像においても、骨と血管の分離は容易であり (Figure 4)、また、サブトラクションを行うことにより、細かな血管の描出が容易となった (Figure 5)。また、I. I. による

3Dアンジオグラフィーに比べても細かな血管の描出が可能である。

MD CT vs. Dyna CT

Dyna CTは、まず初めの要素である低コントラスト分解能では、MDCTには劣る。しかし、後の3要素(小さいvoxelサイズ、cubic voxels、そして、細かく広いダイナミックレンジ)がMD CTよりも優れており⁶⁾⁷⁾⁸⁾、高コントラストの3次元構造を画像化することにおいては、MD CTを超えていると考えられる(Figure 2,3,4,5)。

Dyna CTの臨床応用

CT angiography (CTA)、

CT during arterial portography (CTAP)

通常のアンジオCT(IVRCT)と同様の使用方法である、CT angiography (CTA)、CT during arterial portography (CTAP)に関しては、精度は落ちるが利

用可能であり、アンジオCTを持たない施設においては朗報である(Figure 6)。また、塞栓後の造影剤の集積部位を確認することも容易である。しかし、cone-beam CTの欠点であるFOV中心部分の信号低下や、カテーテルの動きによるアーチファクトが目立つなど、CTAPに関しては、十分とはいいがたい。

腫瘍血管の同定: 3D angiography

動注、塞栓前の Dyna CTによる術前の血管の3次元マッピングは、3D angiographyにより可能である。I.I.を用いた3D angiographyは以前から行われていたが、正確な3次元画像と言える範囲は、中心部のウィリス動脈輪などの狭い範囲に限られていた。FDにおいては、その欠点の多くが解消され、CTのように再構成が可能となり、目的とする細かな動脈の描出も可能である。

我々は、頭頸部のインターベンションに重要であるmaxillary arteryとその重要分枝の描出能を20例におい



Figure4. 上顎動脈分枝と上顎の3次元解剖

右外頰動脈より造影し、DynaCTを撮影し、3次元再構成にて、Volume Rendering法にて表示した。眼窩、上顎の一部を切除している。上顎動脈(maxillary artery:ma)から上顎外側(Superior alveolar artery:sa)、頬の軟部組織(Buccal artery:ba)に分布する枝が明瞭に描出される。通常のCAG側面では、sphenopalatine arteryと重なってしまい認識が困難な動脈であるが、3次元的な描出により、認識は容易である。また、顔面動脈(Facial artery:FA)とBAとの関係が描出されている。篩骨動脈を介して逆行性に眼動脈(Ophthalmic artery:Op)が描出されている。

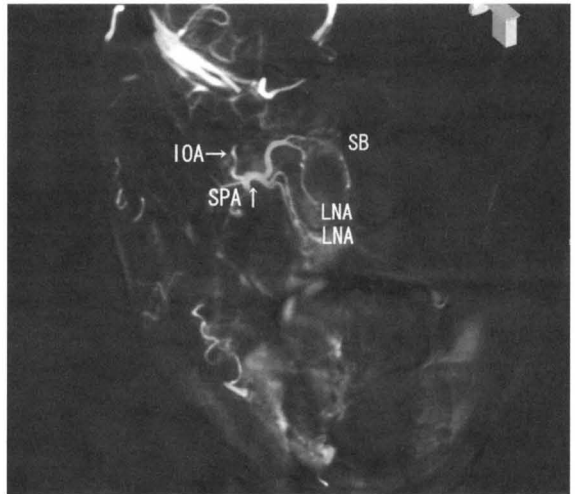


Figure5. 上顎、鼻腔の動脈の3次元解剖(冠状断)

右総頰動脈より造影し、DynaCTを撮影し、3次元再構成にて、スライスMIPにより、前後の重なりを取り、sphenopalatine artery(SPA)の分枝を描出、鼻中隔(Septal branch:SB)、鼻甲介(Lateral nasal artery:LNA)、眼窩(Infraorbital artery:IOA)への分布が明瞭に描出される。これらの動脈は、細い動脈であり、超選択的にSPAにカテーテルを挿入して造影しないと認識は困難であるが、スライスMIP法により、選択的な描出が可能となった。

て検討した。脳または頭頸部の回転DSAを元に再構成した FACT による 3D angiographyを作成した。重要分枝であるmiddle meningeal artery、accessory meningeal artery、inferior alveolar arteryと deep temporal artery はその根部において、全例 (100%) において描出可能であった (Figure 4,5)⁹⁾。また、maxillary artery の偏位に伴う分枝パターンの違いの描出も可能であった。

また、3D angiographyと同様に3次元画像とFDのアームの連携により、造影により重なってしまう血管を避けて分岐部位を描出できるため、目的とする動脈へのカテーテルの挿入が容易となる (Figure 7)。

塞栓範囲の確認

高コントラストの造影剤であるリピオドールや造影剤を含んだゼラチンスポンジの描出は容易である (Figure 7e)。



Figure6. 腹腔動脈より造影剤を注入したCTAの冠状断肝癌が血管豊富な像として描出されている。通常のCTと比べると、造影剤が高濃度であるため、その描出は容易である。体の大きい患者では中心部の濃度低下が目立つ。また、カテーテルの動きのアーチファクトが目立つ。これらは、高速プロジェクションにより、軽減される。

Volume IntraVenous Injection DSA (VIVID)

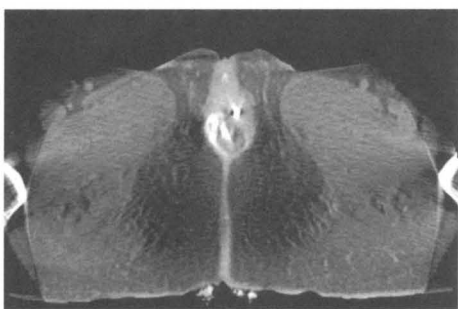
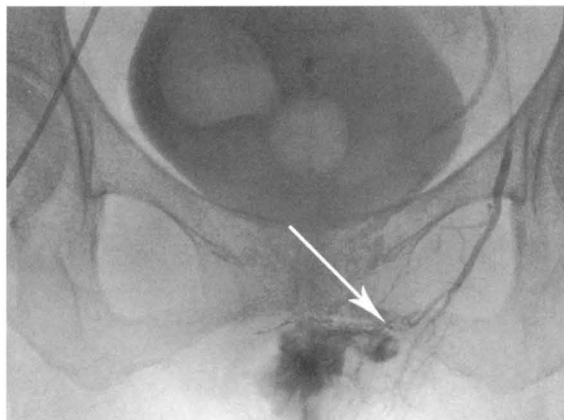
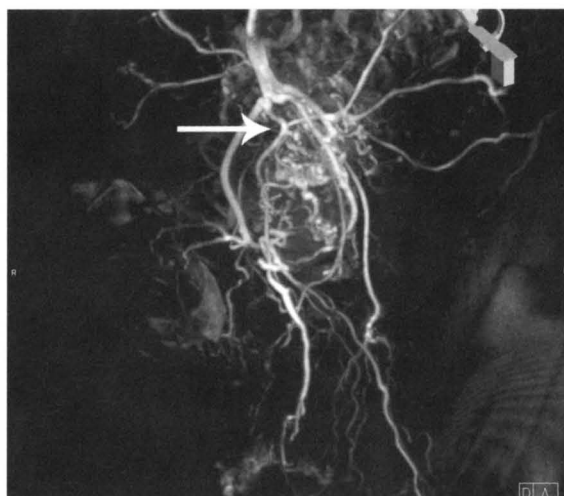
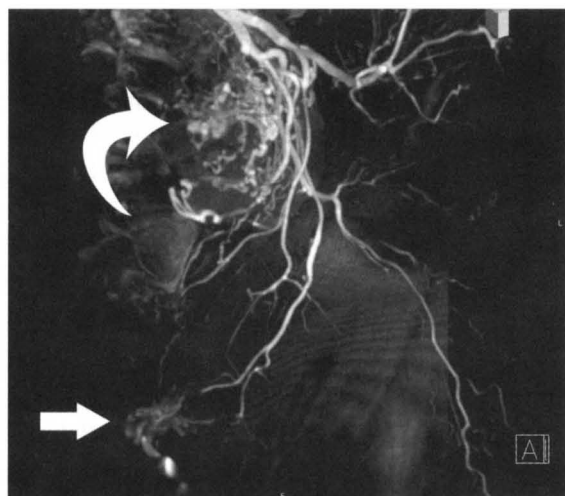
FACTの可能性を広げるため、我々は、肘静脈からの造影剤注入による Volume angiographyである、Volume IntraVenous Injection DSA (VIVID) の可能性についても検討を行っている⁹⁾。検査中に動いてしまった症例を除く全ての症例で、頭部CAGを立体画像として描出可能である。厚いスライスや立体を切り込むことにより、血管の連続性や存在する部位を認識できるので、動脈の左右の区別や動脈と静脈の区別が可能であった (Figure 8)。VIVIDは、診断的な頭部CAGの一部が不要なほどの精度を持ち、しかも、3次元情報を持つためCAGでは描出できない情報も表示可能である (Figure 9)。欠点としては、患者さんの動きが、サブトラクションでの薄い膜状のアーチファクトとして描出され、血管との区別が困難な例もあるが、サブトラクションを行わないDRの画像として3次元描出することにより、血管の連続性を認識することは可能である。

FACTの改良点と将来

FACTの cone-beam CTにおいては昔のCTと同様の欠点がある^{8) 10)}。中心部の信号低下、トランケーションアーチファクトである (Figure 6)。また、現在のCTと比べると長い回転速度である。そのため、これらを克服するために、再校正方法の改良や新たな再校正アルゴリズムが考えられており、それらを解決するのも時間の問題と言える。

我々の利用しているSiemens社のDynaCTでも、時間あたりのフレーム数の増加、アーチファクトを補完するフィルターが改良されてきている。現在においても、アンジオCTの多くの部分を置換でき、将来的には、MDCTなどの改良で培われた様々な補正技術が投入され、アンジオCTに取って代わる存在になる可能性がある。

また、MDCT以上の空間分解能で細かな血管を描出可能であり、診断における選択的動脈造影に取って代わる可能性がある。頭部脳血管造影においては、ほとんどの部分を3次元経静脈性DSA法 (VIVID) が取って代わられると思われる。



a	b
c	d
e	

Figure7. DynaCT3次元画像とC-armの連動によるインターベンション
 卵巣腫瘍再発(曲矢印)および腔転移(矢印)である。腔転移出血による貧血が持
 続し、化学療法が行えないため、塞栓術を施行した。術前の動脈マッピングを利
 用し、分岐パターン、腫瘍血管の確認や観察が容易な角度を確認し、透視のキャ
 プチャー画像にて血管を確認し、カテーテルを抹消まで挿入した。塞栓後腫瘍へ
 の造影剤貯留を確認した。

a. 左内腸骨動脈DSA DynaCT 3次元再構成正面像 卵巣腫瘍再発(曲矢
 印)および腔転移(矢印)である。卵巣腫瘍の血流が豊富であるため、内陰部動脈
 の分岐部分がはっきりしない。

b. 左内腸骨動脈DSA DynaCT 3次元再構成画像をワークステーションで回
 転させて、内陰部動脈分岐部位(矢印)の観察が容易である角度を探し当てた。

c. 手押しによるテストインジェクションの透視像をキャプチャーした静止画像
 b.の角度情報をangio装置に送り、C-armを同じ角度に回転させ、カテーテルを
 進めながら、造影剤をテストインジェクションしたところ、b.と同様の画像が得ら
 れたため、内陰部動脈(矢印)にカテーテルを進めた。

d. 内陰部動脈抹消までマイクロカテーテル(矢印)を挿入し、テストインジェク
 ションした透視像をキャプチャーした静止画像である。オーバーフローした造影
 剤により、周囲動脈との関係が確認できる。

e. 塞栓後の確認のDynaCT 腔の腫瘍に一致して造影剤の貯留が認められる。



Figure8. Volume IntraVenous Injection DSA (VIVID) による脳表静脈表示

肘静脈よりの静注にて撮影した脳動脈である。Volume Renderingにて脳実質部分の透過度を下げ、脳表の血管の観察に適した像として表示した。脳表の上矢状静脈洞および流入静脈が描出されている。脳腫瘍など、脳実質に入っていく手術では、脳表の静脈の情報が重要であり、DynaCTは、MR venography に比べるとflowの影響を受けにくいいため、より正確であると考えられる。

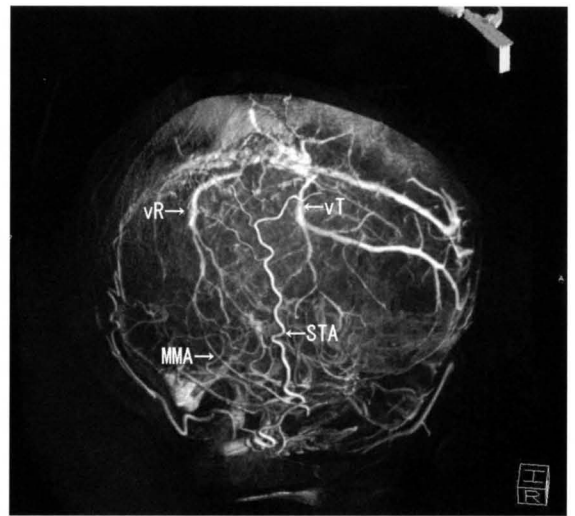


Figure 9. Volume IntraVenous Injection DSA (VIVID) による脳動脈撮影

肘静脈よりの静注にて撮影した脳動脈である。Volume Renderingにて右斜め上方より観察した像として表示した。皮下の動脈 (Superficial temporal artery: STA), 頭蓋骨内の硬膜動脈 (middle meningeal artery: MMA) および脳表の静脈 (vein of Troland: vT, vein of Rolando: vR) が描出されている。IVによる撮影であるので、右側の血管のみならず、左の血管も同時に描出されている。また、深部の前大脳動脈、中大脳動脈の分枝も観察される。

参考文献

1. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW : Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am. 1984; 1:612_619.
2. Defrise M, Clack R : A cone-beam reconstruction algorithm using shift-variant filtering and cone-beam backprojection. IEEE Trans Med Imaging 1994; 13:186_195.
3. Hirai T, Korogi Y, Suginoara K, et al : Clinical usefulness of unsubtracted 3D digital angiography compared with rotational digital angiography in the pretreatment evaluation of intracranial aneurysms. Am J Neuroradiol. 2003; 24 :1067_1074
4. Ulrich L, Clemens R, et al : Three dimensional CT with a Modified C-Arm Image Intensifier. Feasibility. Radiology. 2002; 224:286_292
5. 高野英行 : インターベンショナル・ラジオロジーの新しい波. 新医療. 2005;32 :112-114
6. Nikolaou K, Flohr T, Stierstorfer K, et al. Flat panel computed tomography of human ex vivo heart and bone specimens: initial experience. Eur Radiol 2005; 15:329-33
7. Siewerdsen JH, Moseley DJ, Burch S, et al : Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm. pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. Med Phys 2005;32:241-54
8. Grass M et al : 3D cone-beam CT reconstruction for circular trajectory. Phys Med Biol. 2000; 45:329-347
9. 高野英行 : Flat-detector angiographic CT (FACT) による 3D angiography. 臨床放射線. 2006;51: 1067-1074
10. Wang G, Lin TH, Cheng PC et al : A general cone-beam reconstruction algorithm. IEEE Trans Med Imaging. 1993;17:261-370.

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター((社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体)と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません(社外頒布目的の複写については、許諾が必要です)。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX : 03-3475-5619 E-mail : info@jaacc.jp

複写以外の許諾(著作物の引用、転載、翻訳等)に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619