

○西田 直樹、山内 崇嗣、山口 卓也、大西 治彦、若狭 弘之、市川 大樹、氏福 亜矢子、
小林 久員、赤木 憲明、稲村 圭司
岡山大学病院 中央放射線部

【背景】経皮的凍結療法とは、CT 透視や MRI ガイド下にて経皮的に専用プローブを穿刺し、腫瘍を凍結させ壊死させる、低侵襲的な治療法である。当院では以前より CT ガイド下におけるラジオ波治療を行ってきました。2011 年 6 月の診療報酬改定に伴い、小径腎悪性腫瘍に対する経皮的凍結療法が保険適応となり、当院でも凍結治療装置を導入し、2012 年 4 月より CT ガイド下における凍結療法が始まりました。全国的にも症例数が少なく、中国・四国エリアでは初めてなので紹介します。

【治療の流れ】

① 計画用の CT スキャン

単純 CT を撮影し、穿刺ルート計画および腫瘍の形状を確認します。

② 凍結装置の動作確認

凍結用プローブを生食に浸けて、ガス漏れの有無、凍結および解凍が正常に行われるかの動作確認をします。

③ CT 透視下における凍結用プローブの穿刺

CT 透視ガイド下にて、プローブを進めます(図1)。

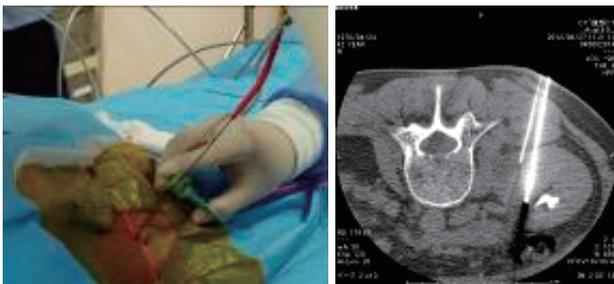


図1 CT 透視下における穿刺風景と CT 画像

④ プローブの位置確認

すべてのプローブが計画した位置に置かれていることを CT スキャンにて確認します。この際、MPR を作成することで、多方向からプローブを観察することができます。

⑤ 凍結

凍結開始から 15 分でアイスボールのサイズが最大となるため、10 分を目処に針の追加等を検討します。

⑥ 凍結範囲の確認

CT スキャンを行い、腫瘍サイズに対してアイスボールが十分であることを確認します(図2)。

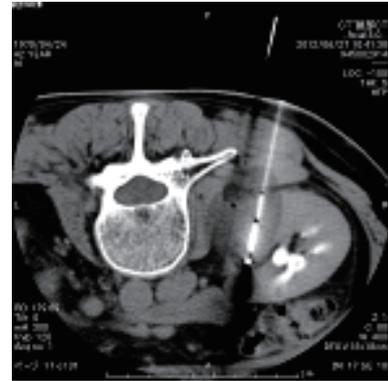


図2 凍結時の CT 画像

⑦ 解凍

針周辺の氷を溶かすことで、抜針できるようになります。抜針後は自然解凍します。

⑧ 血腫の確認

単純 CT を撮影し、血腫が増大しなくなるまで経過を観察します。

【特徴】凍結療法は凍結時に痛みがでないので、ラジオ波による焼却術に比べ、患者さんが選択しやすくなります。プローブの穿刺部位からの出血が高頻度で起こるため、注意が必要とされます。

使用するプローブや凍結用アルゴンガス、解凍用ヘリウムガスが高価なためコストがかかります。

【課題】CT 透視下で穿刺をする際に、線量を落としているため、プローブからのアーチファクトが多くなります。プローブの本数が増えると、増加します。再構成回数や CT 透視時の条件を見直す必要があります。

CT 透視下では凍結範囲が分かりにくいいため、CT の撮影回数が多なり、被ばくが増えてしまいます。最適な撮影条件に見直す必要があります。

今後はオープン型の MRI ガイド下での手技も検討されているため、対応したシーケンスの設定や新たな課題が出てくると思います。

○山口 卓也¹⁾、西田 直樹¹⁾、山内 崇嗣¹⁾、市川 大樹¹⁾、氏福 亜矢子¹⁾、赤木 憲明¹⁾、大西 治彦¹⁾、若狭 弘之¹⁾、稲村 圭司¹⁾、上者 郁夫²⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部放射線部門、2) 岡山大学大学院 保健学研究科

【背景】IVRにおけるCT透視像は、被ばく低減・機器的な制約・即応性等に代表される理由によって最適化が求められている。

しかし、診断領域に比べて、画像評価の報告はまだ少く、最適化について講じられていないのが現状である。

【目的】本報告は、CT透視条件の変更に伴う画像評価に関する検討および考察を行ったものである。

【方法】使用機器および解析は、東芝メディカル社製IVR-CTシステム(MDCT部)、CT性能評価用ファントム Phantom Laboratory Catphan500、解析用ソフト Iris 社 AutoQA Lite 2.35および ImageJ 1.45i を行った。

検討項目はMTF、CNR、CD曲線、NPSである。

表1に示す条件で取得した画像について、検討項目を算出し、まずはじめに最も良好な再構成関数を選ぶ。次に選んだ再構成関数における管電圧の影響について検討を行った。

	管電圧 [kV]	管電流 [mA]	CTDIvol [mGy]
CTDI 固定	100	45	5
	120	30	
	135	25	
管電流 固定	100	50 (最大設定値)	6
	120		9
	135		11

表1 条件

【結果】再構成関数の結果において、MTFでは高周波数強調関数(FC15)が最も良好で、MTF以外では低周波数強調関数(FC11)が最も良好な結果となった。

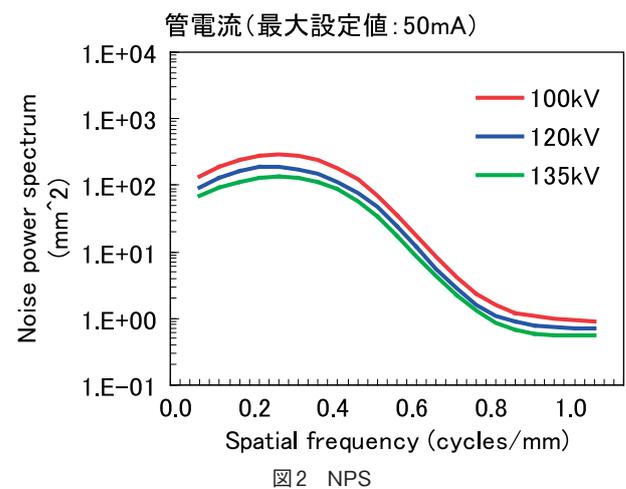
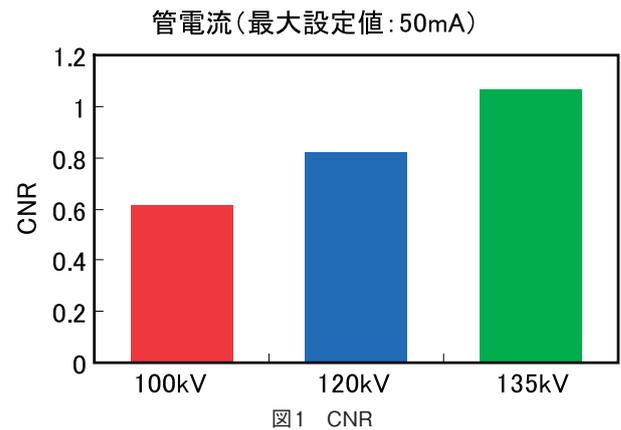
MTFの結果では、一般的なMTF10%での評価を行った時、全ての条件でSpatial Frequencyは0.83~0.92となり、大きな差は見られなかった。

CNRの結果では、CTDI固定とした時、管電圧80kVが最も低く、120・135kVは同程度であった。しかし管電流を最大設定値50mAとした時、図1に示すように管電圧が高くなるにつれ、CNRは良好であった。

またCD曲線についても、CNRと同様の結果となった。

NPSの結果では、CTDI固定とした時、全ての条件で同程度であった。しかし管電流を最大設定値

50mAとした時、図2に示すように管電圧が高くなるにつれ、NPSは良好であった。



【考察】再構成関数の結果において、全ての検討項目で一般的な診断領域での特性と同じ傾向を示した。

またMTFおよびNPSについても、診断領域での特性と同じ傾向を示した。

しかしCNRおよびCD曲線といった低コントラスト分解能では、診断領域での特性と異なる傾向となった。これは『透視』としての仕様から、管電流が極端に低いため、線量が不足しノイズが顕著となり、画像再構成に関して、線質(管電圧)の特性よりもノイズの影響を受けるためと考えられる。

【結語】CT透視における画像評価を行った。結果から一部診断領域と異なる特性を確認することができた。

本報告では、線量や視覚に関する評価を行っていないため、今後検討を加えていく予定である。

○山内 崇嗣、山口 卓也、西田 直樹、市川 大樹、大西 治彦、赤木 憲明、小林 久員、
氏福 亜矢子、若狭 弘之、稲村 圭司
岡山大学病院

【背景】 当院では凍結療法をはじめとした CT 透視ガイド下での手技を施行している。診断領域の CT ではアーチファクトの原因となる物質は取り除くのが前提であるが、CT 透視ガイドの特性上、原因となる器具を取り除くことは困難である。

【目的】 凍結療法に使用されるプローブから生じるアーチファクトが、諸条件でどのように変化するかを検討する。

【方法】 東芝社製 IVR-CT 装置、GALIL MEDICAL 社製凍結療法用プローブ、自作水ファントム、Image J を用い、プローブの周囲の分布、管電圧や再構成関数を変化させた際のプローブ軸上の分布について検討を行った。表1に示す条件を使用した。プローブの有無においてそれぞれ同様の条件で画像収集を行い、減算した画像を用いて評価を行った。プローブの先端を中心として ROI 設定を行い、Mean と SD の値を求めた。

表1 条件設定

条件	管電圧 [kV]	管電流 [mA]	CTDIvol [mGy]
1. CTDI固定	100	45	5
	120	30	
	135	25	
2. 管電流固定	100	50	6
	120		9
	135		11

【結果】 プローブ周囲の分布 (120kV, 30mA, FC13) を図1、2に示す。管電圧を変化させた際、プローブ軸上の Mean の分布は100kV で変動が最も大きく、

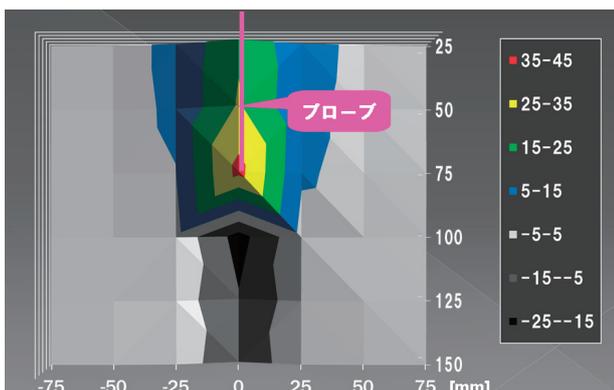


図1 Mean 値の分布

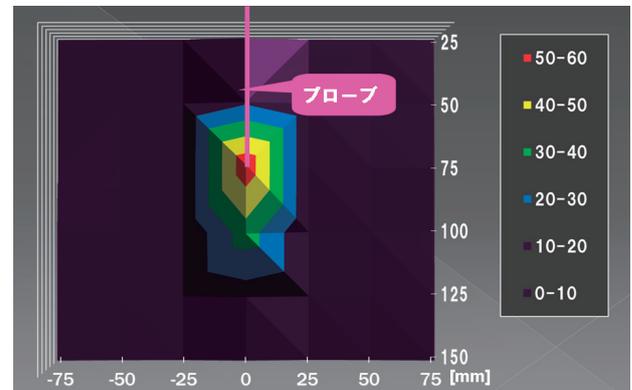


図2 SD 値の分布

管電圧が高いほど変動が少ない傾向であった。SD は管電圧が高くなるにつれて低くなる傾向であった。CTDI を固定した際、Mean、SD とともに120kV と135kV で近い値を示し、100kV のみ変動が大きくなった。再構成関数を変化させた際、Mean の分布に大きな変化は見られなかった。SD は FC11 で最も低い結果が得られた。

【考察】 プローブ周囲の分布より、プローブから離れるに従ってアーチファクトが軽減され、プローブ左右で分布に大きな違いが見られないことが分かった。プローブ先端直下で Mean がマイナスの値を示している原因は、プローブからのアンダーシュートの影響であると考えられる。CTDI を固定した際 Mean、SD とともに、100kV のみ変動の大きな値となった原因として、管電圧100kV では X 線透過力が不足していたことが考えられる。管電流を固定した際、管電圧を上げると Mean、SD とともに変動が少なくなった原因は、管電流を固定して管電圧を上げると、単純に透視線量が増加するからである。再構成関数を変化させた際、FC11 で SD が最も低い値を示した原因は、FC11 が低周波強調関数であったことが考えられる。

【結論】 管電圧や再構成関数によるアーチファクトの傾向を把握することができた。

今後は視覚評価や被ばくについての追加検討を行い、臨床へのフィードバックに役立てていきたい。

血管造影装置コーンビーム C アーム CT 撮影時のコリメーションの有用性について

○高本 誠司¹⁾、鈴木 大介¹⁾、中川 潤一¹⁾、長谷川 大輔¹⁾、小林 有基¹⁾、柴草 高一²⁾

1) 岡山済生会総合病院、2) GE ヘルスケアジャパン

【目的】 PVP (経皮的椎体形成術) を想定し、脊椎のコーンビーム C アーム CT (以下 CBCT) 撮影時のコリメーションが、画質、並びに、被曝線量に及ぼす影響を検討し、PVP 時の最適な撮影条件を決定することを目的とする。

【使用機器】 ACT FP16 (GE ヘルスケア・ジャパン) Advantedge Workstation (GE ヘルスケア・ジャパン) Radiation Monitor (Radcal Corporation) 自作寒天ファントム (φ 18 cm) 自作 MTF 測定用ファントム

【検討項目と方法】 撮影モード: 20°/s、管電圧、管電流、パルス幅は自動制御を用い、FOV40 cm、32 cm、20 cmにて表1に示すように体軸方向に対して左右2 cmずつコリメーション変化させてCBCTを撮影した場合の1) 被曝線量の指標として寒天ファントム中心部の組織中の空気カーマ、2) 低コントラスト分解能の指標としてCNR、3) 鮮鋭度の指標として解像度特性を評価した。

表1

	コリメーション (cm)						
	36	32	28	24	20	16	12
FOV40	36	32	28	24	20	16	12
FOV32			28	24	20	16	12
FOV20						16	12

1) は回転中心に寒天ファントム設置し、その中心に線量計を挿入して測定する。2) は1と同様に寒天ファントムを設置し、その中心に約150倍に希釈した造影剤を封入して撮影を行い、得られたデータよりImage Jを用いてCNRを算出する。3) は回転中心より2 cm右側にMTF測定用ファントムを設置し撮影を行い、得られたデータよりImage Jを用いて解像度特性を求める。

【結果考察】 1) 空気カーマについてはFOVが小さいほど空気カーマは大きい値となった。

FOV20 cmではコリメーションを絞ることにより空気カーマは減少したのに対し、FOV40 cm、32 cmでは空気カーマは一旦増加し、減少した(表2)。

表2 各FOVに対する空気カーマの増減率

コリメーション	40	36	32	28	24	20	16	12
FOV40	-	7%	15%	16%	12%	7%	-1%	-13%
FOV32			-	4%	4%	-3%	-12%	-24%
FOV20						-	-5%	-16%

考察として、FOV40 cm、32 cmでは直径18 cmの寒天ファントムではコリメーションを絞っても、照射野内に空気部分が含まれてしまい、FPDに直接線が入射するため空気カーマは増加したと考えられた。また、ファントムにコリメーションが十分かかるように絞り込むことにより、照射される容積が減少し、散乱線の発生を抑制し、回転中心での空気カーマを低減させることができた。

2) CNRと3) 解像度特性の結果については、それぞれのFOVにおいてコリメーションを絞ることによる変化は見られなかった。

【結語】 PVP後の骨セメントと椎体、及び、脊髓腔の評価を行う場合、CBCT撮影時に照射野の左右のコリメーションを絞ることは、画質低下はなく、散乱線の抑制によると考えられる被曝低減を回転中心で確認できた。

コリメーションを絞ることは照射される容積を減少させ容積線量が低減する。

コリメーションを絞ったCBCT撮影は、診断情報を損なうことなく、被曝低減させることが出来る、優れた方法といえる。