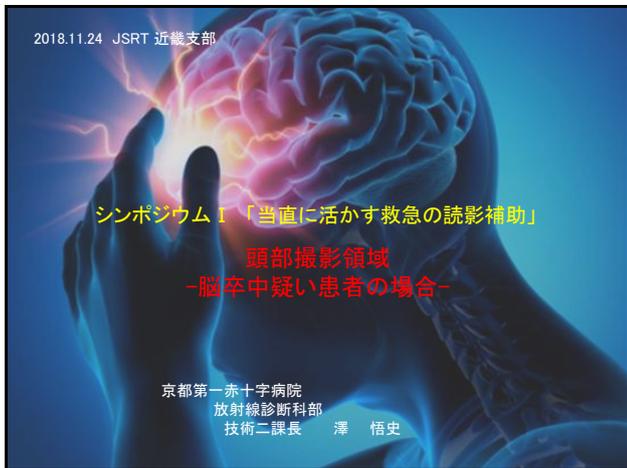


第 62 回学術大会
シンポジウム 1

当直に活かす救急の読影補助」 頭部撮影領域 -脳卒中疑い患者の場合-

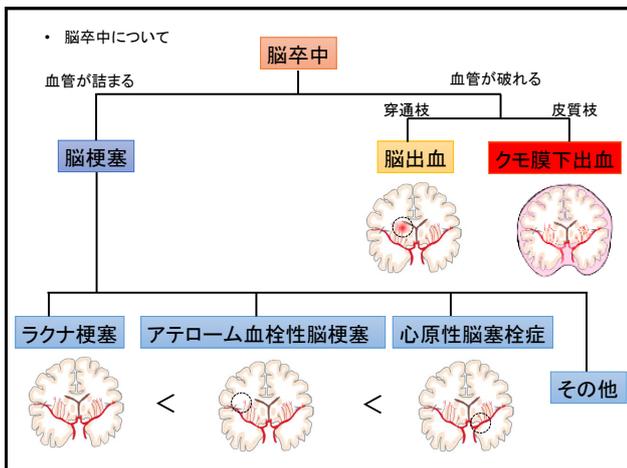
京都第一赤十字病院 澤 悟史



脳卒中について

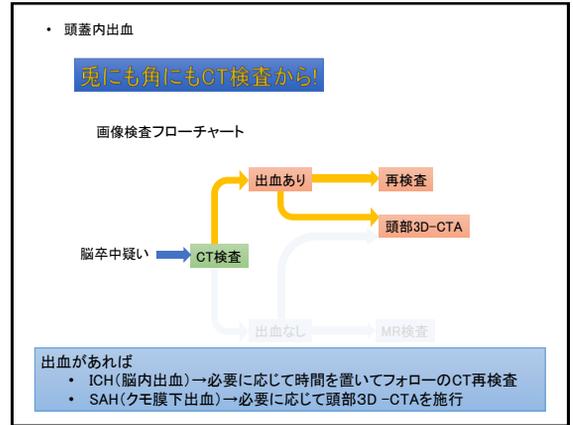
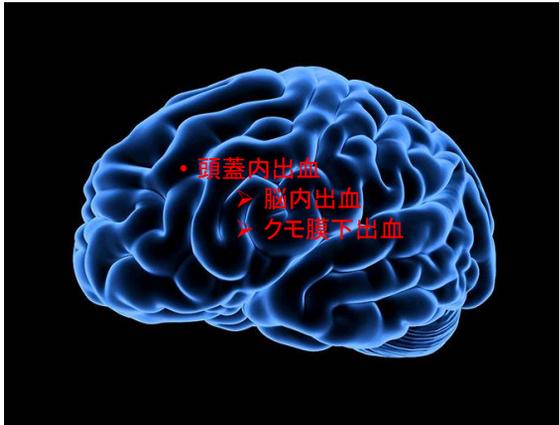
- 脳卒中とは
昔は「卒然(そつぜん)と風に中(あた)る」ことから起こると考えられていた
- 現在では出血や梗塞による脳の急激な血管還流障害による症状で意識障害や運動障害などを引き起こす

Time is Brain!
脳の機能が時間と共に失われていく
190万個/分脳神経細胞が死滅



脳卒中について

- 脳卒中における画像診断(CT,MR)の位置付け
臨床症状だけでは梗塞か出血か鑑別することは困難!
- 既往歴、高血圧、AFの有無、血液凝固能などの検査データや発症時の状態、経過時間などを考慮してある程度はあたりをつけるが最終的には画像(CT,MR)で判断する
- 出血と梗塞では全く治療アプローチが異なる!
- 出血に対して「血流を止める」と梗塞に対して「血流が流れる」ようにするのでは全く逆のアプローチになる
また、発症からのタイミングや病態によっても治療方法が異なる
正確かつ迅速な診断があってこそその治療
- 以上のことから、
診療放射線技師に課せられている責務は非常に重い!



• 脳卒中について

➢ 脳卒中患者のCT検査

ヘリカルorノンヘリカル?

原則、ノンヘリカルスキャンで撮影
急性期脳梗塞の画像診断ガイドラインでも推奨されている

- スタックを外して薄く再構成すればMPRを作成することは可能
- 多少の動きはRotation Time, 線量, 逐次近似再構成などを工夫

明らかに動くことが予想されるような患者の場合はヘリカルスキャンも検討 (出血の検索だけではあればヘリカルスキャンでも十分観察可能)

出血の検索

部分体積効果で石灰化や骨との鑑別が難しいときは薄いスライスを再構成
出血巣のCT値は60~80HU
仮にヘマトクリット値が100%であってもCT値は95HU程度
装置間のばらつきを考慮しても出血は100HUぐらいまでを目安
これ以上の高吸収域は出血ではないと言える(120 kV)



• 脳内出血: ICH

➢ 原因

→ 高血圧による動脈硬化からくる出血

発症直後よりCTで明瞭な高吸収域として描出

➢ 好発部位

→ 被殻(40%), 視床(30%), 小脳(5~10%), 脳幹: 橋(5~10%), 大脳皮質下(10%): 頭頂葉, 側頭葉, 前頭葉

出血部位によって症状が異なる

• 脳内出血: ICH

• 大脳基底核

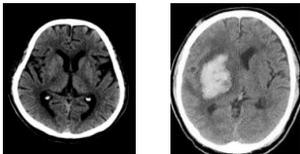
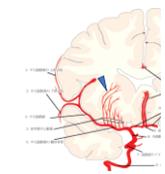
- 尾状核 } 線条体
- 被殻 } レンズ核
- 淡蒼球 }
- 視床
- 内包(前脚・後脚)

• 小脳レベル

- 小脳
- 脳幹(中脳・橋・延髄)

・ 脳内出血: ICH

◆ 被殻出血
頭痛・嘔吐、意識障害、対側の片麻痺・感覚障害・同名半盲
左出血: 失語症、右出血: 失行・失認
病側に共同偏視(左右で症状が微妙に異なる)
予後はそこまで悪くない

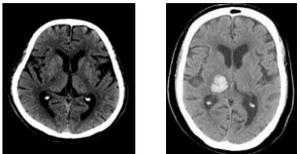
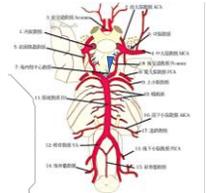
外側線条体動脈
(Lateral striate artery: LSA)
MCA(M1)からの穿通動脈
内包前脚も栄養

被殻出血
(病巣側への共同偏視)



・ 脳内出血: ICH

◆ 視床出血
頭痛・嘔吐、意識障害、対側の片麻痺・感覚障害
縮瞳、対光反射の消失・減弱
内下方に共同偏視

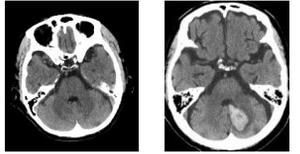
後大脳動脈
(Posterior cerebral artery: PCA)
中心枝域

視床出血
(内下方共同偏視)



・ 脳内出血: ICH

◆ 小脳出血
激しい後頭部痛、反復する嘔吐
回転性めまい(Vertigo)、歩行困難
眼振、対側共同偏視



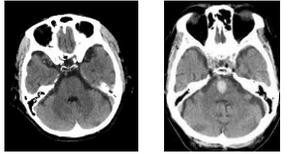
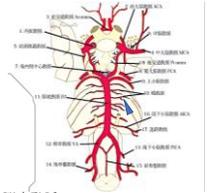

後下小脳動脈(PICA)
前下小脳動脈(AICA)
上小脳動脈(SCA)

小脳出血
(病巣と反対側の共同偏視)



・ 脳内出血: ICH

◆ 脳幹(橋)出血
重度意識障害、呼吸障害、四肢麻痺、高熱、
自律神経障害、両側性除脳硬直、
眼球の正中位固定
瞳孔の高度縮小

脳底動脈
(Basilar artery: BA)より分枝する
穿通動脈

橋出血
(正中位)



・ 脳内出血: ICH

◆ 皮質下出血
痙攣、片麻痺、構音障害、半盲



穿通枝末梢側からの出血

ロミッドラインシフト

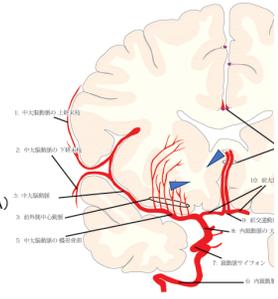
出血による神経繊維束の圧迫
対側の神経繊維束まで圧迫するので
対側の症状が進行していく
脳圧亢進の目安にもなる

・ 脳内出血: ICH

その他重要な穿通枝

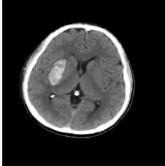
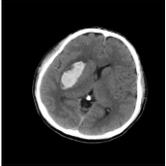
・ 尾状核
内側線条体動脈
(Medial striate artery: MSA)
ACA(A1)からの穿通動脈

・ 内包後脚
前脈絡叢動脈
(Anterior chorioid artery: AChoA)
ICA(C1)からの穿通動脈
運動・感覚神経繊維が収束する



・ 脳内出血:ICH

※手術適応以下の血腫量の場合は経過観察が必要
 活動性出血かどうかを判断するため、
 ある程度時間をおいて(当院では2~3時間)再検査することも
 この場合は血腫の大きさがわかればいいので
 線量を落としてスキャンすることが望ましい

初回CT 90分後CT

必要に応じてMPRを作成して評価すると経過観察しやすい



・ クモ膜下出血

- 突然発症の今まで経験したことがないような、バットで殴られたような強い頭痛
- 約50%が初回の出血で死亡または治療対象とならない
- 出血するとやがて一時的に止血するが、再出血した際の死亡率は高いので早急な手術が必要
- 天井照明からの刺激により血圧が変動し再出血する場合があるので、患者が目隠して来ることもある
- 頭部単純CT検査でクモ膜下腔に出血巣を認める(ダビデの星、ヒトデ)



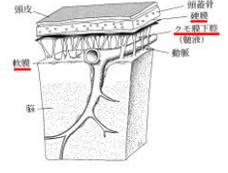
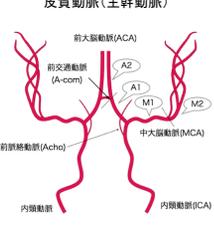



・ クモ膜下出血
 クモ膜下出血の原因

- 大脳の表面(皮質)を覆っている皮質動脈からの出血
- 脳動脈瘤破裂が最も多い(他に脳動脈解離、脳動静脈奇形など)
- 皮質枝動脈からの出血でクモ膜下腔(脳を覆っている脊髄液に満たされた空間)に広がる

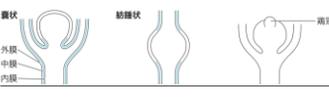
脳膜

- ・ 硬膜
- ・ クモ膜(脊髄液で満たされている)
- ・ 軟膜

・ クモ膜下出血
 動脈瘤の原因

動脈壁→外膜、中膜、内膜の3層構造



鶏冠 (Bleb)



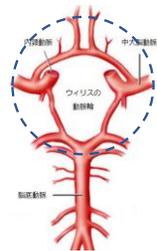
外膜は弾力性のない結合組織だが、内膜と中膜の間には厚い弾性膜である内弾性板があり、中膜には平滑筋が豊富に存在している。そのため、血管内圧の変動に対して動脈壁が伸び縮みすることで一定の血圧を保てるようになっているが、囊状動脈瘤では伸び縮みができなくなり、力学的に血圧の上昇に対して弱い構造となっている。

出血のリスクが非常に高い



・ クモ膜下出血
 脳動脈瘤の好発部位

ワイリス動脈輪



単純頭部CT検査に加え
 頭部3D-CTAを施行

当院の救急頭部3D-CTA検査プロトコル

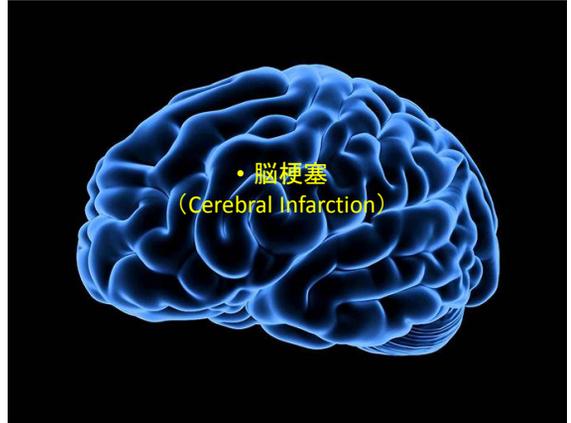
- ・ ルートは22 G
- ・ サブトラクション法(マスク撮影)
- ・ 中濃度ヨード造影剤(300mgI)を使用
- ・ 量圧は3ml/sで50ml
- ・ 注入後10秒後にPrep開始
- ・ 撮影範囲は全脳



・クモ膜下出血
動脈瘤破裂に対する治療

急性発症のクモ膜下出血の場合、クリップで動脈瘤頸部を閉塞させて再出血を防ぐ開頭クリッピング術が行われる

動脈瘤頸部が見えるようなViewを追加

・脳梗塞

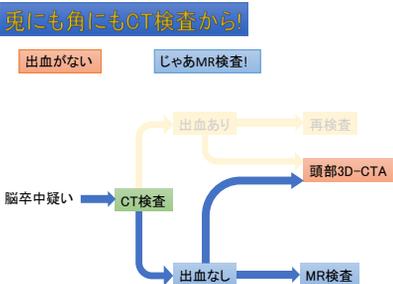
兎にも角にもCT検査から!

出血がない じゃあMR検査!

出血あり 再検査

出血なし MR検査

脳卒中疑い → CT検査 → 頭部3D-CTA



・脳梗塞

急性期脳梗塞疑い患者のMR検査

血管内治療に進むことがあるため、迅速かつ正確な診断が求められるが、一般にMR検査は時間がかかる。このような患者は意識障害や不随運動を伴うことが多いので、より早く、かつ動きを考慮した撮像シーケンスや固定法などを駆使して撮像する。

急性期脳梗塞専用プロトコルについては救急科や放射線科の医師と事前協議しておくことが望ましい。

当院の急性期脳梗塞の撮像プロトコル

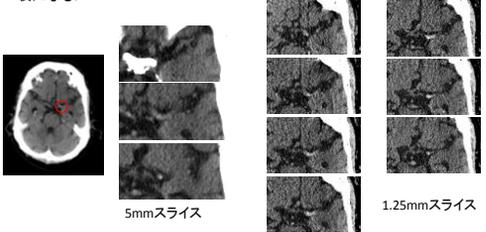
シーケンス	ルーチン時間	ENER用 シーケンス
①スカウト	23s	23s
②DWI	46s	46s
③MRA	5m1s	2m40s
④FLAIR	1m40s	1m20s
⑤T2*	1m25s	1m11s
Total	9m15s	6m20s

・脳梗塞

Early CT sign

主に塞栓性の超急性期梗塞で認められ、rt-PAの適応を考えるうえで重要な所見である。

・hyperdense MCA sign
発症直後より出現。中大脳動脈(middle cerebral artery:MCA)内に血栓を反映した高吸収構造を認め、同部より末梢血管も血栓化を反映して高吸収になる。



5mmスライス 1.25mmスライス

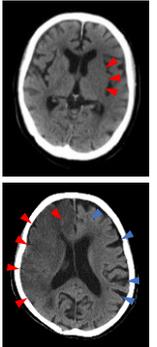
・脳梗塞

Early CT sign

・レンズ核の輪郭不明瞭化
発症後1~2時間で出現。レンズ核は穿通枝灌流領域で虚血に対して脆弱なため、より早期から輪郭が不明瞭化する。

・皮質-白質境界・島皮質の不明瞭化
発症後2~3時間で出現。皮質の吸収値が低下し、白質との境界が不明瞭になる。島皮質はinsular ribbonとも呼ばれ、外包・前障・最外包の部位に相当し、他部位よりも頭蓋骨のアーチファクトが少ないため観察が容易である。

・脳溝の消失・脳実質の低信号化
発症後3時間以降に出現することが多い。浮腫性変化を反映した所見である。



・ 脳梗塞

➢ 急性期脳梗塞のCT画像観察条件(WW, WL)について

通常の脳の観察よりもWWは絞り気味
 脳梗塞の場合、急性期的変化は非常に淡いコントラストを観察する
 仮にCT値差3HU程度のもものを観察するためには
 人間が肉眼で識別できる白黒の濃淡を16~18階調とした場合、
 WWを48~54HU程度以内に設定しないと観察できない
 また、画像SD(標準偏差: Standard Division)も3程度と高画質で撮影する必要があ
 るが、過度の逐次近似再構成は低コントラスト分解能を低下させるので注意

WW80 WL40 WW50 WL40

・ 脳梗塞

急性期脳梗塞の治療

完成された脳梗塞 (非可逆)

まだ脳梗塞が完成されていない
虚血状態 (ペナンプラ領域)

Penumbra Trevor

以前は発症後3時間以内であった
治療開始可能時間が4.5時間に延長

- rt-PA(アルテプラゼ)静注療法
静注用血栓溶解薬
- 緊急脳血管内血行再建術
neuroendovascular
revascularization; ENER



・ ラクナ梗塞

➢ ラクナ梗塞(lacunar infarction)

→ラテン語で「小さなあな」の意味
 15mm以下の小梗塞
 穿通枝領域(視床・尾状核・被殻・淡蒼球)に発生
 症状:運動障害のみ、感覚障害のみなど比較的軽い症状が多い
 時に無症状のことも
 (大脳皮質病変ではないため、意識障害、失語、失行などの皮質症状や
 痙攣などはみられない
 時にラクナ梗塞と高血圧性脳出血(micro bleeding)は混在することがある

DWI (b=1000) ADC map

・ ラクナ梗塞

高血圧による
リポヒアリン変性

微小アテローム

末梢で詰まる 中枢で詰まる

穿通枝動脈

梗塞の範囲が異なる

中大脳動脈(MCA)→外側線条体動脈(LSA)→基底核
 内頭動脈→前脈絡叢動脈(Acho)→内包後脚
 後大脳動脈(PCA)→穿通動脈→視床



・ アテローム血栓性脳梗塞

➢ アテローム血栓性梗塞の原因

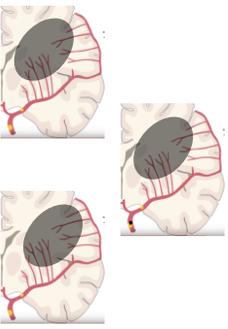
血栓性, 塞栓性, 血行力学性があ

①血栓性
動脈硬化が進行すると不安定プラークを形成し, 結果脳血管が細くなる

②塞栓性
プラークが破綻したところに血栓が形成され, 末梢へとぶ

③血行力学性
主幹動脈が狭窄状態で血圧が低下したり, 血液循環量が減ることによって, 境界領域へ血液が行き届かなくなる

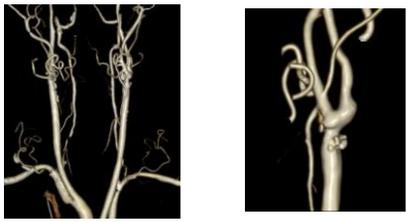
動脈硬化の進行がゆっくりだと側副血行路が発達するので梗塞範囲は比較的狭い範囲に留まる



・ アテローム血栓性脳梗塞

➢ アテローム血栓性梗塞の好発部位

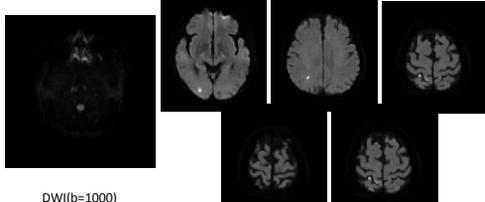
- ・ 内頸動脈起始部
- ・ 内頸動脈サイフォン部
- ・ 中大脳動脈水平部
- ・ 椎骨動脈起始部・遠位部
- ・ 脳底動脈中間部



・ アテローム血栓性脳梗塞

➢ アテローム血栓性梗塞

急性発症するが, 段階的に増悪することが多い
皮質はスベアされる
皮質枝の末梢は脳表で軟膜, 髓膜吻合を形成 閉塞時には側副血行路として機能する(塞栓性梗塞では機能せず梗塞に陥るため)
白質優位の梗塞で境界はやや不明瞭
造影CTで頸部を撮影することはナンセンス(エコーである程度わかる)
MRを撮像するのであれば頸部MRAを追加することは有用
後日, CASや診断カテーテル検査などを行う

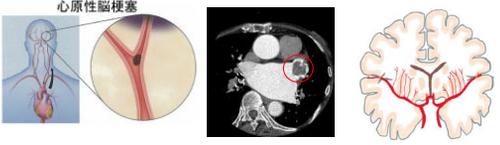


DWI(b=1000)

・ 心源性脳梗塞

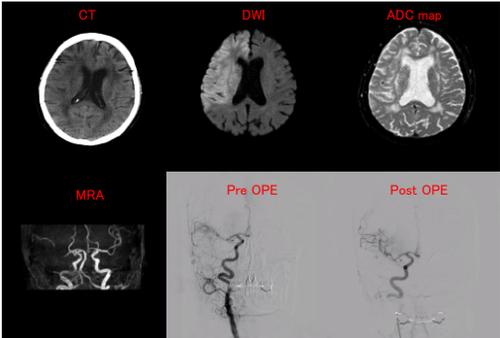
➢ 心原性脳梗塞

活動時に突発的に発症し, 最も重症な脳梗塞となることが多い, 心房細動など心疾患が原因となることが多い
心疾患によって心臓内(特に左心耳)に形成された血栓が遊離して脳動脈に流入, もしくは静脈系から遊離した血栓が心臓を経て(卵円孔開存)脳動脈に流入し, 塞栓子となる。急激に発症し, 突発的に症状が完成する。側副血行路に乏しいため, 梗塞巣は大きくなりやすく, 出血性梗塞の頻度も高く脳梗塞の中でも最も重症とされ予後不良。



心原性脳梗塞

・ 心原性脳梗塞



CT DWI ADC map

MRA Pre OPE Post OPE

御清聴ありがとうございました

第62回学術大会
シンポジウム1

当直に活かす救急の読影補助」
胸部撮影領域 -胸痛・呼吸苦患者の場合-
大阪府三島救命救急センター 渡辺 博也

公益財団法人日本放射線技術学会 平成30年11月24日
近畿支部 第62回学術大会 奈良
シンポジウムI

胸部撮影領域

—胸痛・呼吸苦患者の場合—

大阪府三島救命救急センター 渡辺博也

胸痛・呼吸苦疾患を疑えば
診る・読む画像所見は・・・

詰まる
破れる
感染・炎症

Killer Chest Pain

- 急性心筋梗塞
- 急性肺血栓塞栓症
- 急性大動脈解離
- 緊張性気胸
- 特発性食道破裂
- 心筋炎（劇症型）

急性肺血栓塞栓症

肺血栓塞栓症 ←→ 深部静脈血栓症
PTE : pulmonary thromboembolism DVT : deep vein thrombosis

↓

静脈血栓塞栓症

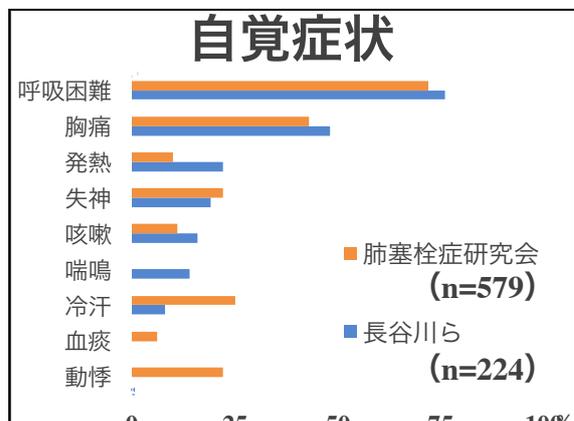
VTE : venous thromboembolism

急性肺血栓塞栓症

「肺動脈が血栓塞栓子により閉塞」

塞栓源の約90%が骨盤内,下肢の静脈で形成された血栓

- 急性PTE・・・新鮮血栓が塞栓子
- 慢性PTE・・・器質化血栓が塞栓子



呼吸困難の鑑別

評価	疾患
Airway (気道狭窄, 閉塞による呼吸困難)	急性喉頭蓋炎 気管異物など
Breathing (呼吸, 肺が原因の呼吸困難)	肺炎, 気胸 喘息など
Circulation (循環不全による呼吸困難)	肺塞栓 心筋梗塞 肺水腫など
Dysfunction of central nervous system (中枢神経が原因となる呼吸困難)	過換気症候群 パニック発作 など

Wells スコア

PTEあるいはDVTの既往	+ 1
最近の手術あるいは長期臥床	+ 1
癌 (治療中, 6カ月以内に治療, 緩和治療中)	+ 1
DVTの臨床的徴候	+ 1
心拍数 > 100 / 分	+ 1
PTE以外の可能性が低い	+ 1
血痰	+ 1

PTE / DVTガイドライン2017年改訂版 引用

臨床的確率 (Wells スコア)

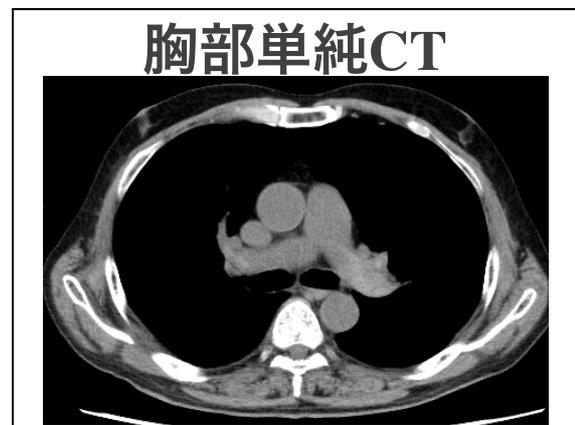
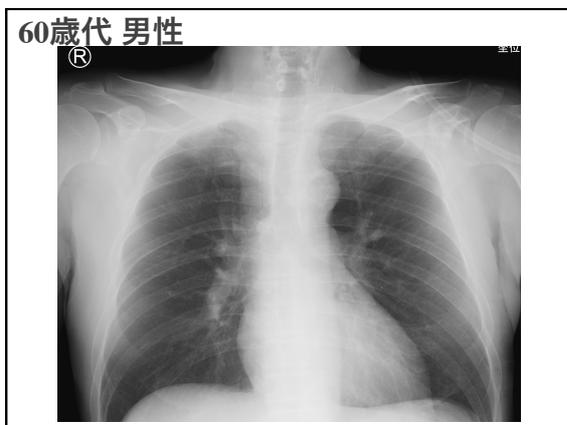
PTEの可能性	スコア
低い	0 ~ 1
高い	2 以上

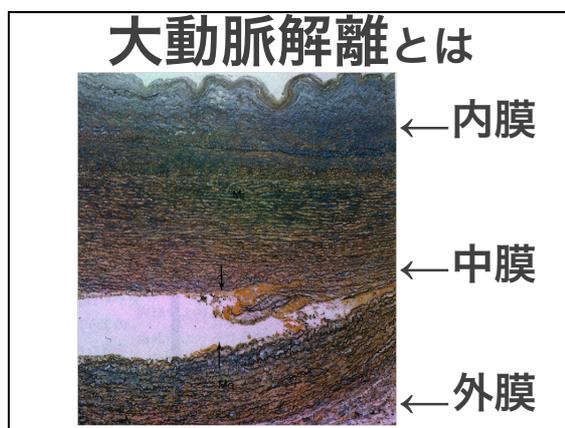
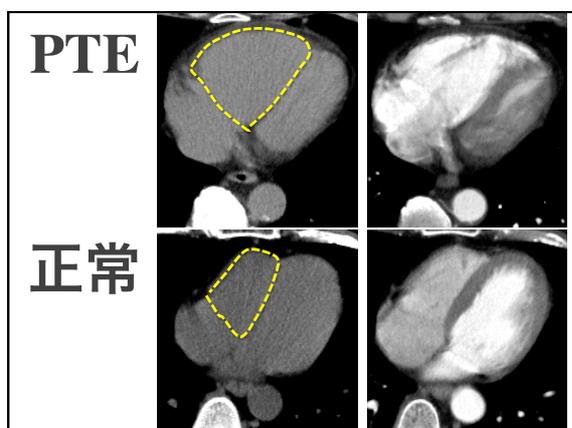
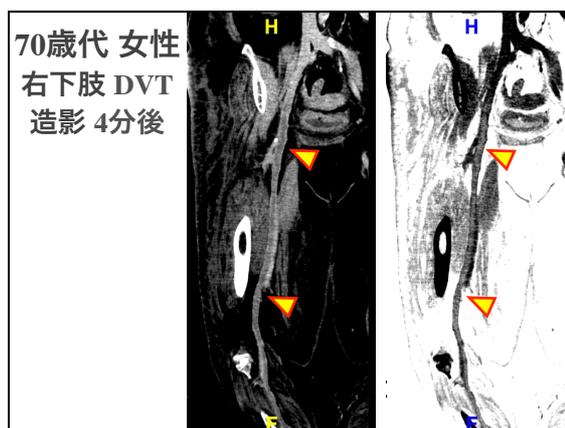
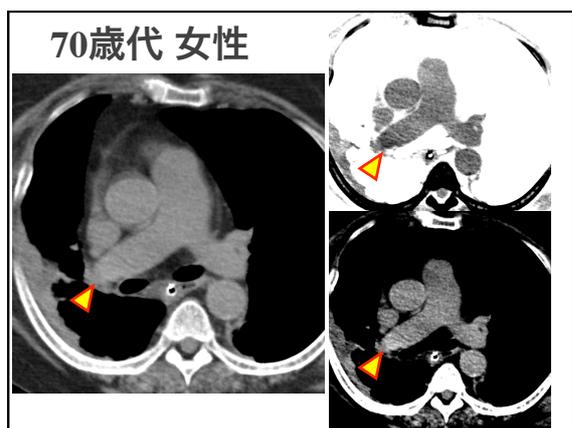
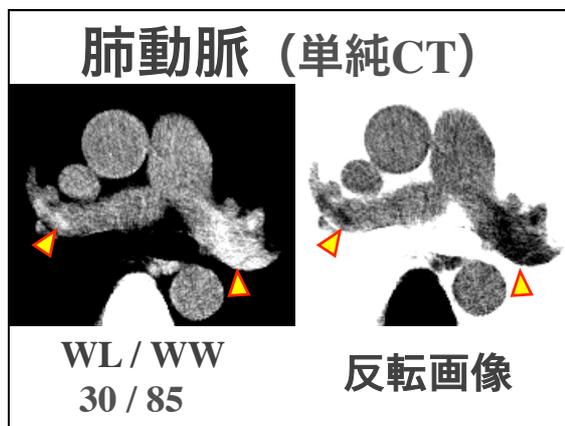
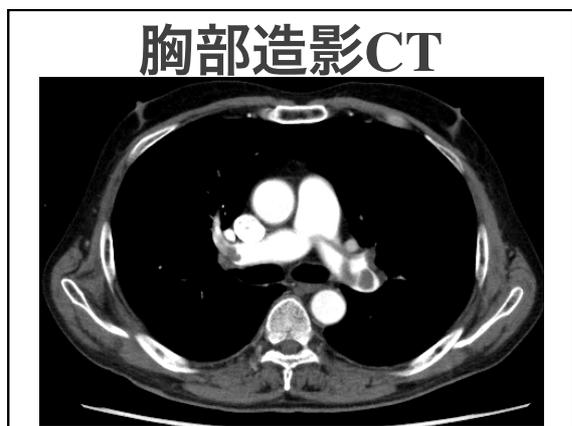
PTE / DVTガイドライン2017年改訂版 引用

Wellsスコア vs ジュネーブ・スコア (n=277)

低いとされた群でのPTE発症率	12%	13%
高いとされた群でのPTE発症率	91%	97%

PTE / DVTガイドライン2017年改訂版 引用

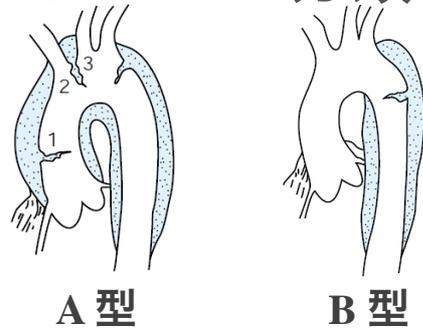




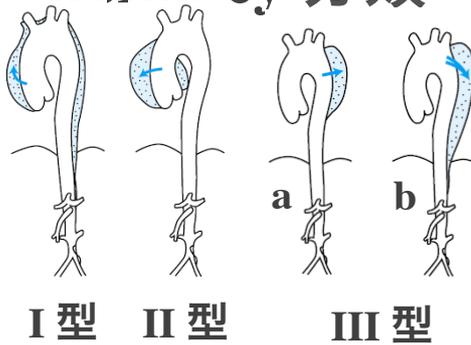
解離を疑うべき所見

- **胸背部痛** (移動する痛み)
- 血圧の左右差
- 胸部X線画像での上縦隔拡大
- 心電図の異常
- 心タンポナーデ (心エコー)

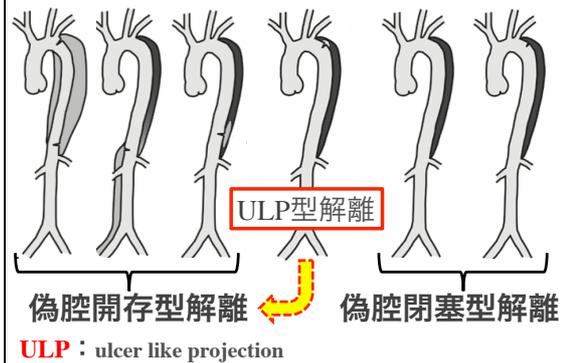
Stanford 分類



DeBakey 分類



偽腔の血流状態による分類

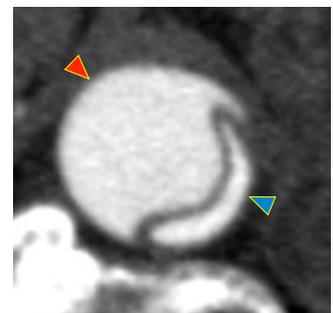


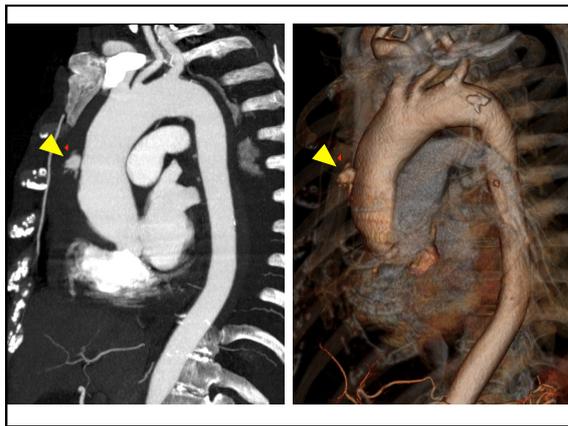
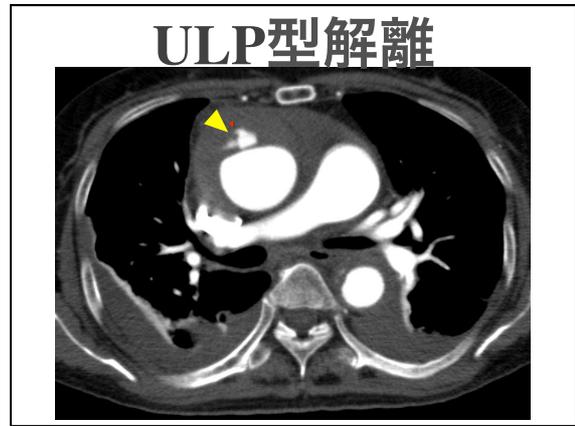
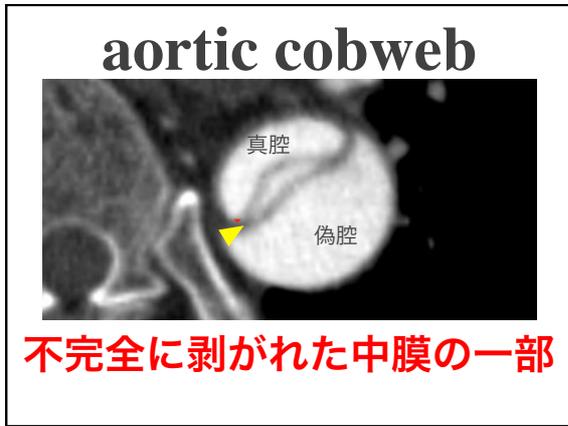
解離の読影補助

- 解離の**存在診断**
- 解離の形態および進展範囲 (**特に上行**)
- **entry** (入口部) / **reentry** (再入口部)
- 偽腔への**血流状態**を評価
- **臓器虚血**の評価
- **Adamkiewicz動脈**の評価
- **大動脈弁**までの解離波及の評価

真腔/偽腔の見分け方

真腔：**小**
偽腔：**大**





単純CTの解離所見

- **内膜石灰化の内方偏位**
- **crescentic high-attenuation hematoma**
- **visible flap**
- **心膜腔内出血**

日救急医学会誌.2013;14: 149-56 引用

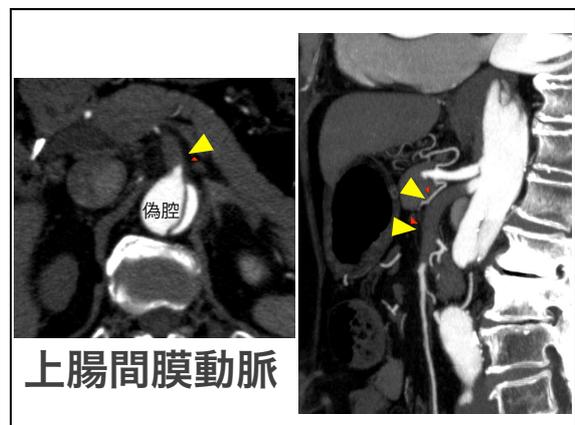
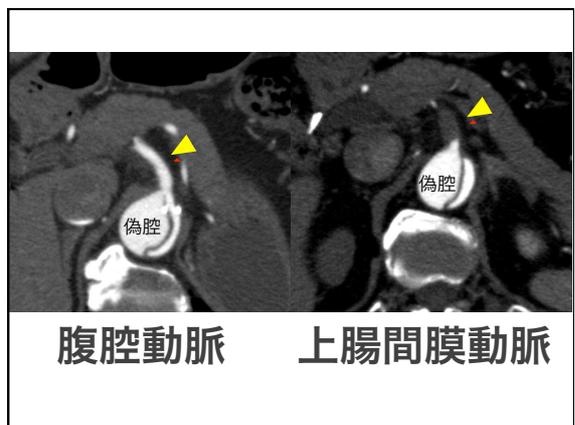
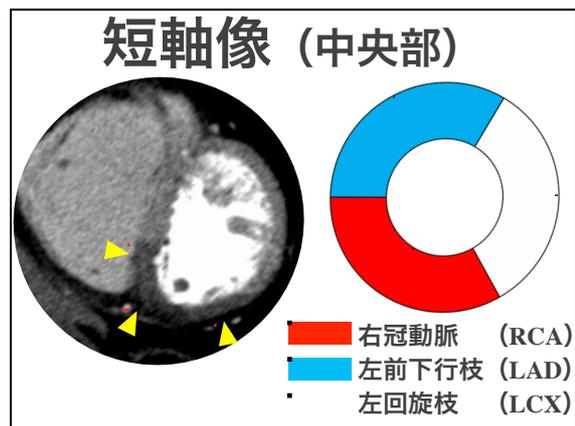
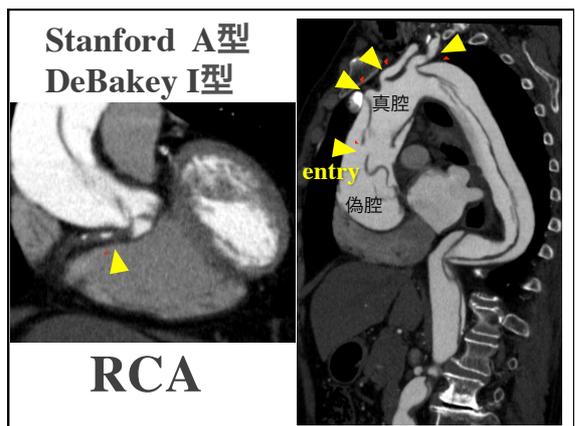
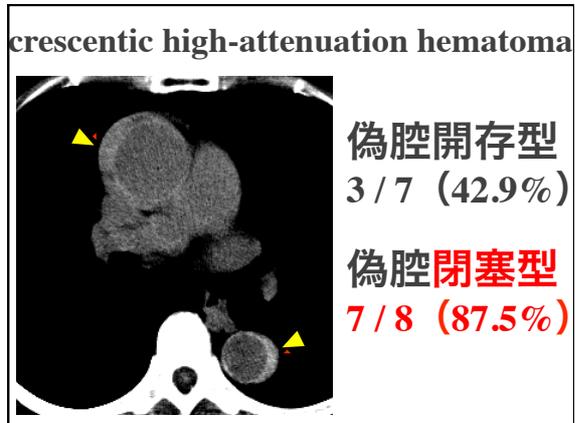
内膜石灰化の内方偏位

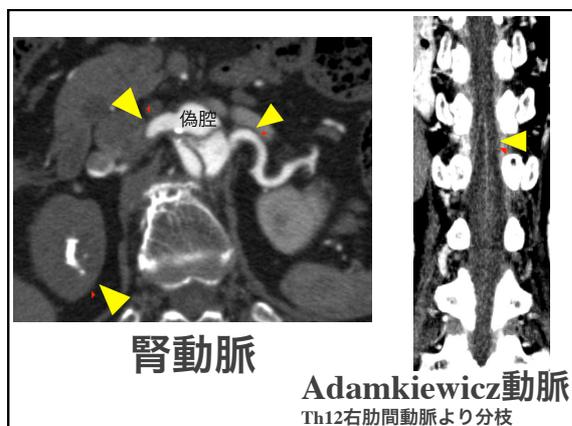
偽腔開存型
6 / 7 (85.7%)

偽腔閉塞型
8 / 8 (100%)

内膜石灰化の内方偏位

偏位距離 (mm)
7.92±3.0
(n=14)





まとめ

- 検査前から患者の情報や状態を把握
- 単純CTでも表示方法を変えることで疾患を疑い，追加検査の有無を判断

第62回学術大会
シンポジウム1

当直に活かす救急の読影補助」 腹部撮影領域 - 腹痛患者の場合 -

近畿大学医学部附属病院 角森 靖弘

日本放射線技術学会 近畿支部第62回学術大会

当直に活かす救急の読影補助 腹部撮影領域～腹痛患者の場合

近畿大学医学部附属病院
角森 靖弘

本日の内容

1. 右下腹部痛を主訴とした腹部疾患2症例
2. イレウスのCT診断
3. チーム医療 - 読影補助に向けて

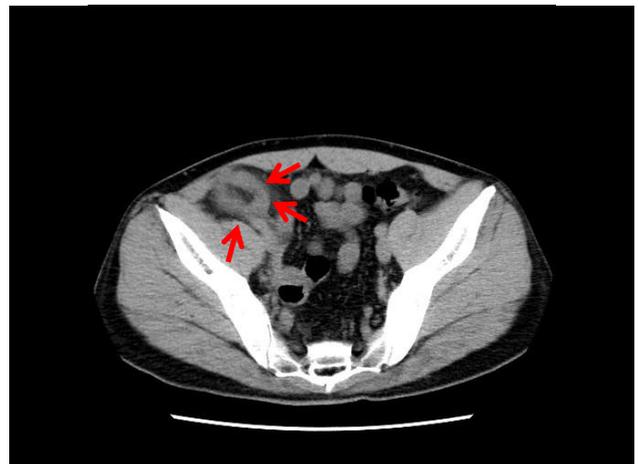
症例 1

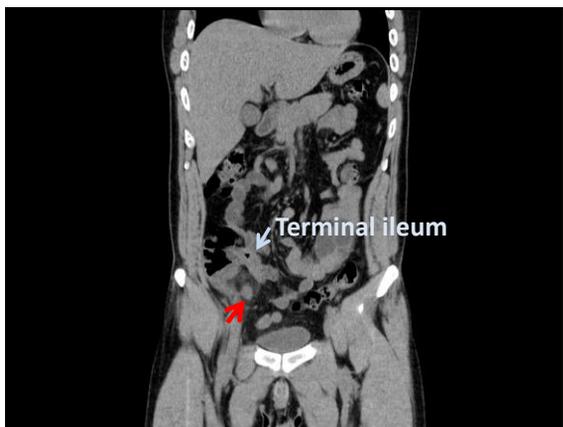
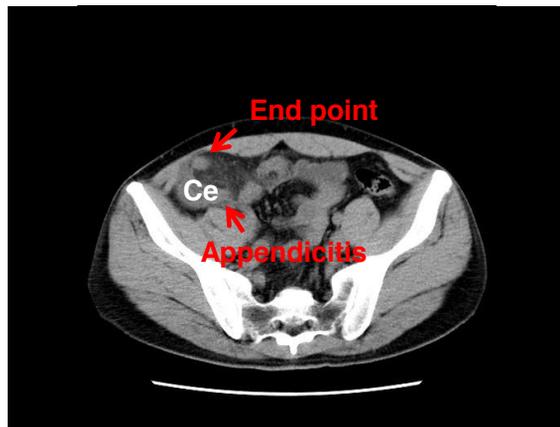
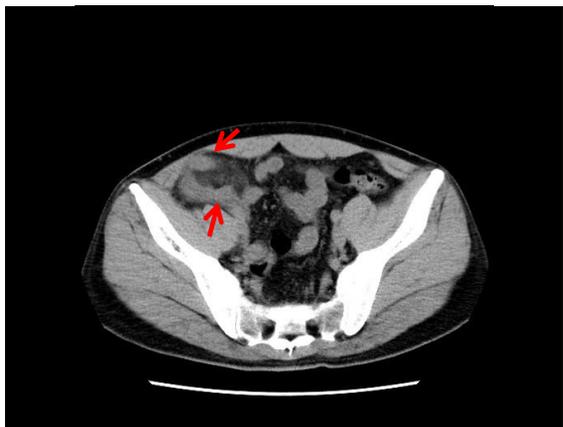
症例：40歳 男性
主訴：右下腹部痛
既往歴：特記すべき事項なし
家族歴：特記すべき事項なし
現病歴：2日前より心窩部痛が出現。症状が持続するため昨日近医受診。今朝には右下腹部痛になり近医再受診。精査目的のため当院紹介受診となった。

炎症所見、右下腹部痛を伴った 成人男性症例に対する主な鑑別疾患

- ・ 急性虫垂炎
- ・ 大腸憩室炎
- ・ 終末回腸炎
- ・ 腸間膜リンパ節炎
- ・ 大腸癌 など

画像の解説





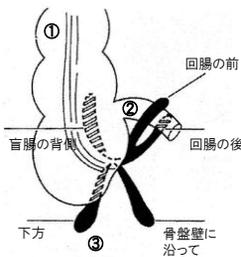
画像所見のまとめ

- 1) 虫垂の腫大
- 2) 虫垂周囲の脂肪織濃度の上昇
(dirty fat sign)
- 3) 少量の腹水を認める。
- 4) Free airを認めない。

画像診断

急性虫垂炎

急性虫垂炎のCT読影ポイント



- ① 上行結腸を同定
- ② 回腸末端合流部(バウヒン弁)を同定
- ③ 虫垂を同定
- ④ 虫垂炎の所見
 - ・虫垂腫大>6mm
 - ・壁の肥厚>3mm
 - ・虫垂結石(1/3の症例)
 - ・周囲脂肪濃度上昇(dirty fat sign)
 - ・筋膜の肥厚
 - ・膿瘍 など

症例 2

症例：34歳 女性

主訴：右下腹部痛

既往歴：B型肝炎

家族歴：特記すべき事項なし

現病歴：昨日より心窩部痛出現、本日夕方より

右下腹部に局限する痛みとなった。

近医受診され当院紹介受診となった。

炎症所見、右下腹部痛を伴った成人女性症例に対する主な鑑別疾患

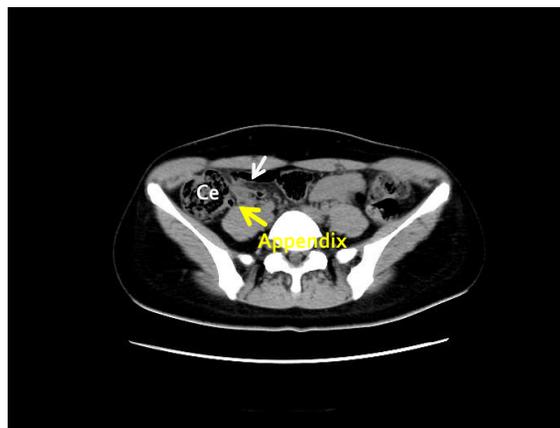
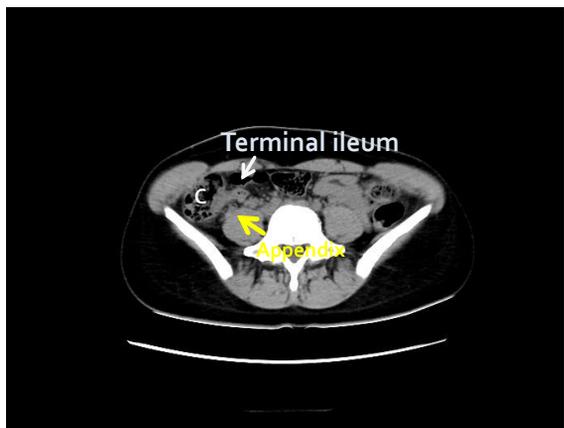
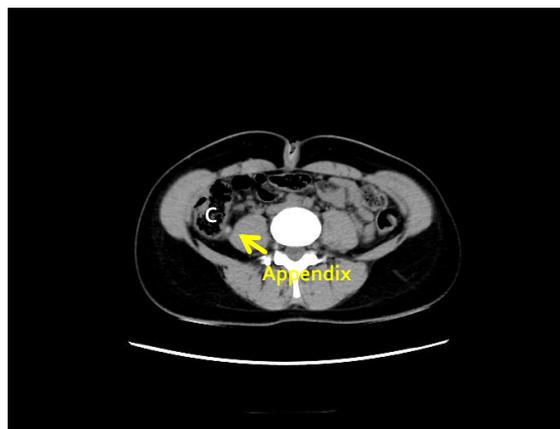
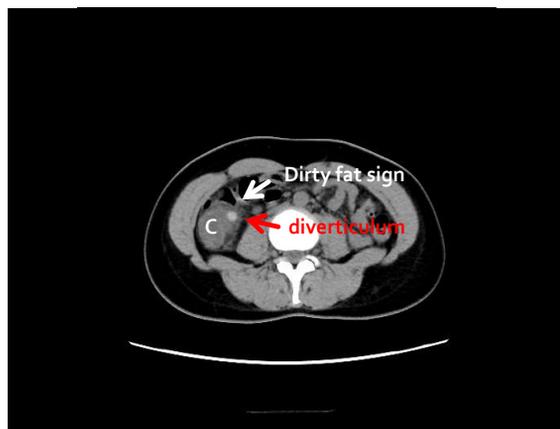
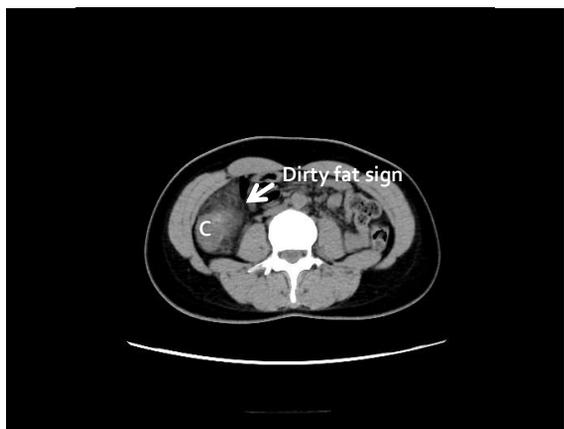
消化器疾患

- ・急性虫垂炎
- ・大腸憩室炎
- ・終末回腸炎
- ・腸間膜リンパ節炎
- ・大腸癌 など

婦人科疾患

- ・骨盤内炎症性疾患(PID)
- ・卵巣出血・破裂
- ・チョコレート嚢胞
- ・付属器茎捻転
- ・付属器腫瘍
- ・異所性妊娠 など

画像の解説



画像所見のまとめ

- 1) 上行結腸憩室
- 2) 憩室周囲の脂肪織濃度上昇(dirty fat sign)
- 3) 正常虫垂(結石あり)
- 4) 右腎石灰化
- 5) 左卵巣嚢腫

画像診断

上行結腸憩室炎

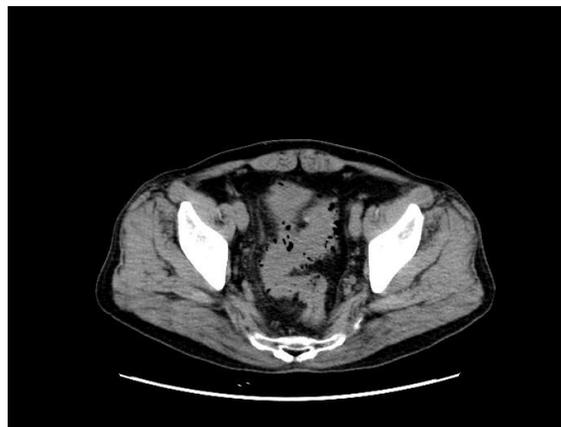
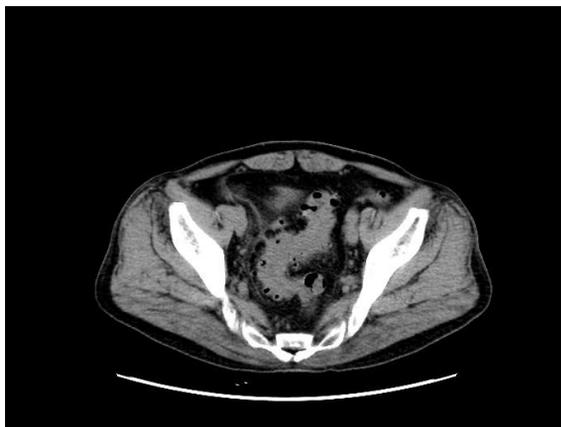
憩室炎の合併症

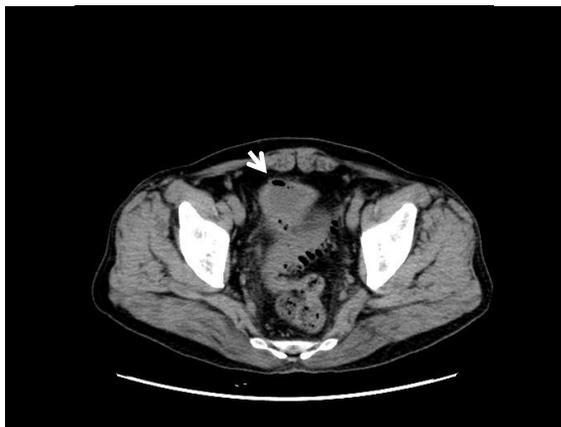
症例3
63歳 男性
主訴:腹痛



単純CT スライス厚:7mm

画像の解説



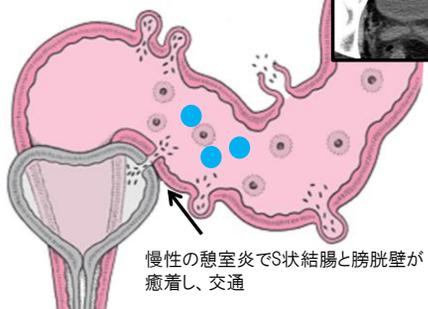



膀胱内に空気

- 膀胱外から
(導尿、腸管と交通)
- 膀胱内
(ガス産生菌)

疑うべき病態は?
次にすべきことは?

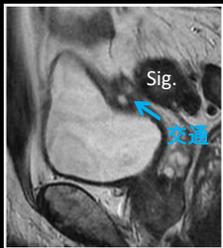
S状結腸憩室炎によるS状結腸膀胱瘻



慢性的憩室炎でS状結腸と膀胱壁が癒着し、交通

S状結腸憩室炎によるS状結腸膀胱瘻

T2強調矢状断像



次にすべきことは?

MPR(特に矢状断像)

本日の内容

1. 右下腹部痛を主訴とした腹部疾患2症例
2. イレウスのCT診断
3. チーム医療 - 読影補助に向けて

イレウスとは

・イレウスとは、腸管内容の肛門側の輸送が障害されることによって生じる病態の総称である

- 機能的イレウス
- 機械的イレウス

機械的イレウス

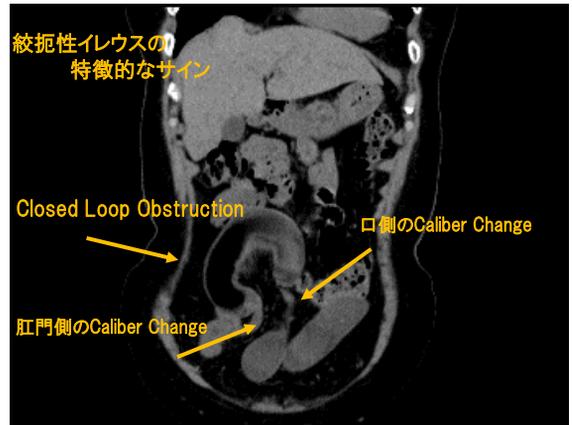
- ・単純性イレウス(腸管の血行障害を伴わない)
- ・絞扼性イレウス(腸管の血行障害を伴う)

絞扼性イレウス

血流障害 → 壊死 → 腹膜炎 → 敗血症 → 全身臓器不全 → **死亡**

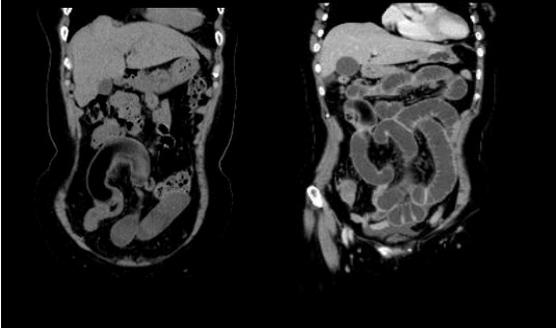
絞扼性イレウスの特徴的なサイン

Closed Loop Obstruction	腸管の離れた2点が一カ所で締め付けられ一部の腸管が閉鎖腔になる
Caliber Change (Beak Sign)	拡張した腸管が虚脱する境界 閉塞している部分の腸管がくちばし状に見える
Whirl Sign	捻転により腸管や腸間膜の血管が渦巻き状に見える
Dirty Fat Sign	浮腫、出血、炎症などで腸管膜などの脂肪濃度が上昇し、腸間膜などが霜降り状に見える
Target Sign	2.5mm以上の壁肥厚を認め、造影CTで3層構造を示す腸管浮腫が標的のように見える
Small Bowel Feces Sign	小腸閉塞部口側の拡張した小腸内腔にガスを含む糞便様物質が認められる



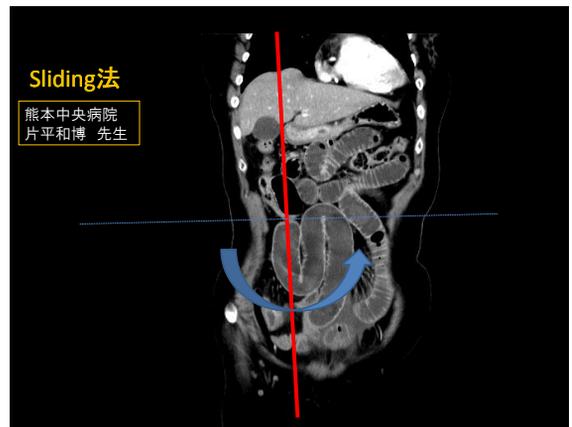
単純CT

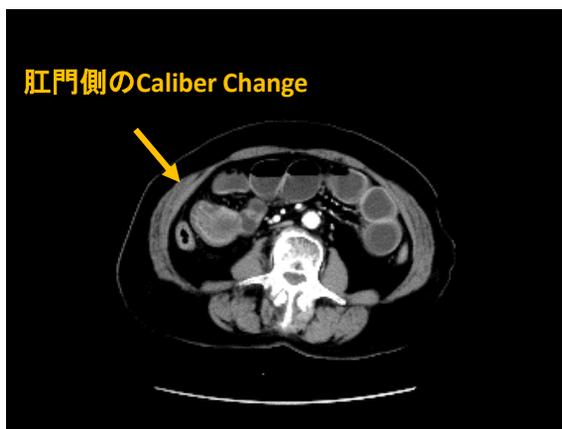
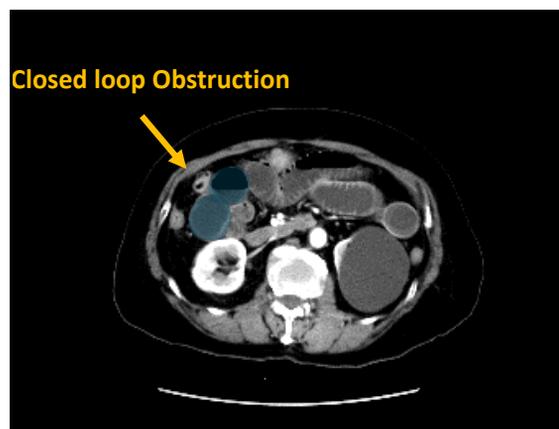
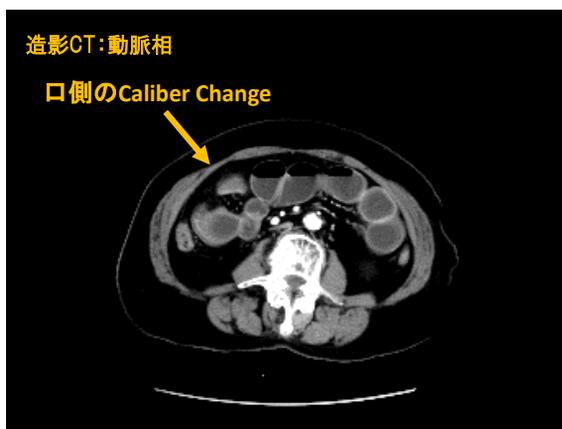
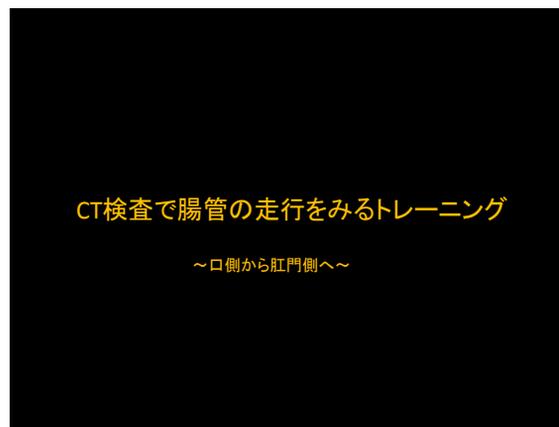
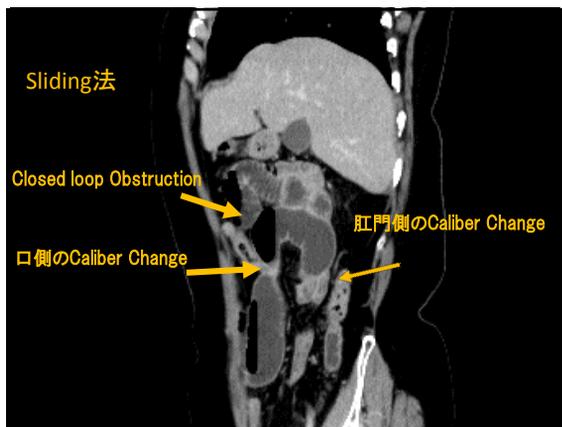
造影CT (動脈相)



Sliding法

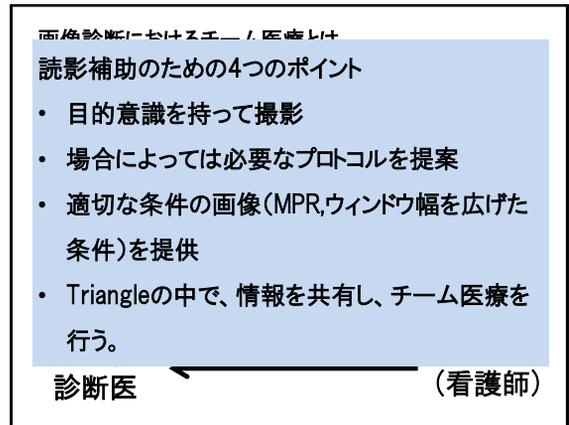
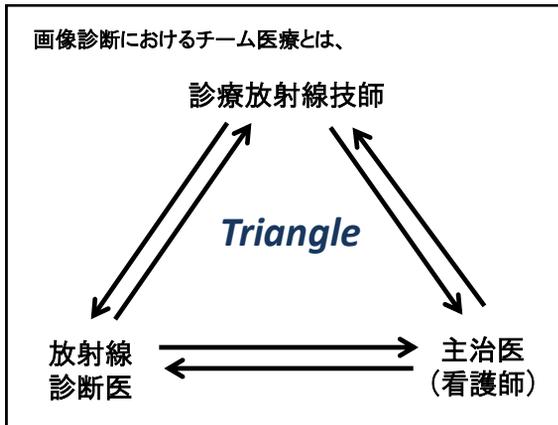
熊本中央病院
片平和博 先生





本日の内容

1. 右下腹部痛を主訴とした腹部疾患2症例
2. イレウスのCT診断
3. チーム医療 - 読影補助に向けて



TAKE HOME MESSAGE

- 1) 右下腹部痛でCTが撮影された場合、まず急性虫垂炎をチェックするため上行結腸、回腸末端、盲腸、虫垂の順に読影する。
- 2) 急性虫垂炎と憩室炎を鑑別する。
- 3) 絞扼性イレウス疑いのCT検査では特徴的サインを見逃さず絞扼部位の特定を！！
- 4) 診療放射線技師である我々が読影の補助を行う最も重要なポイントは、画像診断医、主治医とコミュニケーションを常日頃からとり、お互いの情報を共有することである。それを基にして適切な検査や必要とする画像を提供することにより医療の質の向上に貢献できると考えられ、その役割が求められている。

御清聴ありがとうございました。

第 62 回学術大会
シンポジウム 1

当直に活かす救急の読影補助」 全身撮影領域 - 全身外傷患者の場合 -

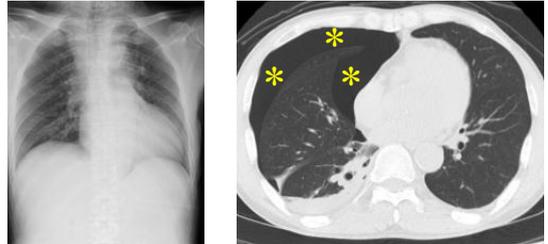
りんくう総合医療センター 藤村 一郎

日本放射線技術学会 近畿支部第62回学術大会
シンポジウム1【命をつなぐ】
11月24日(土) 16:00~17:40 第1会場(レセプションホール)
「当直に活かす救急の読影補助」

全身撮影領域 - 全身外傷患者の場合 -

りんくう総合医療センター
藤村 一郎

背臥位胸部X線における気胸の見逃し

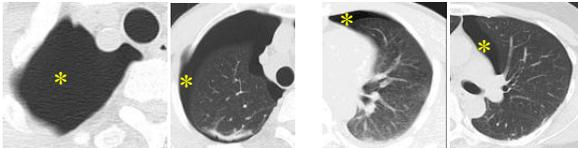


M. Zhang et al. Eur J Trauma Emerg Surg 2016

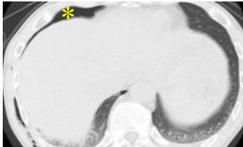
**Occult pneumothorax
42.2%**

背臥位における気胸の分布

①Apicolateral recess (肺尖, 外側部) ②Anteromedial recess (前内側部)



③Subpulmonic recess (肺下部) ④Posteromedial recess (後内側部)



ポジショニングと気胸の見逃し

Tocino IM et al. AJR 1985

	半座位	背臥位	With Tension
①Apicolateral recess (肺尖, 外側部)	2件	2件	4件
②Anteromedial recess (前内側部)	5件	↗9件	4件
③Subpulmonic recess (肺下部)	4件	↗9件	7件
④Posteromedial recess (後内側部)	2件	1件	1件

背臥位胸部X線における気胸の所見

Ziter FM Jr et al. AJR 1981 Ball CG et al. J Trauma. 2006

Anteromedial recess(前内側部)

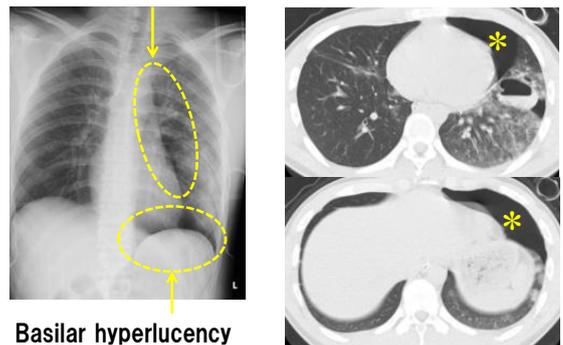
Medial stripe sign 縦隔・心臓辺縁の異常透亮像
(Crisp cardiac silhouette) (心陰影の鮮鋭化)

Subpulmonic recess(肺下部)

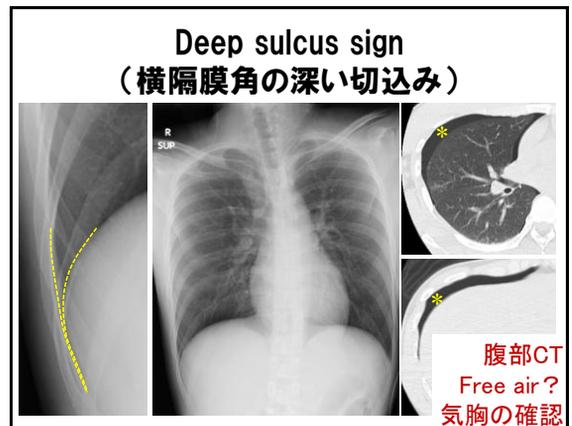
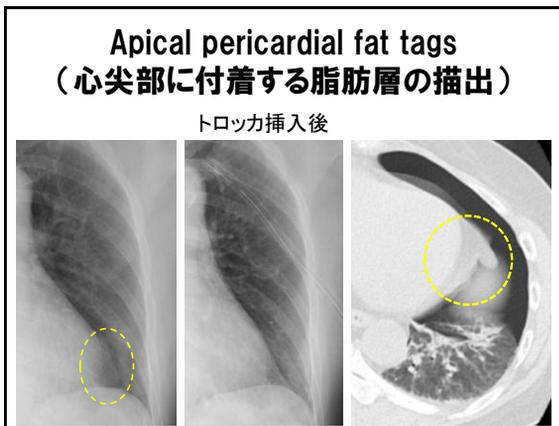
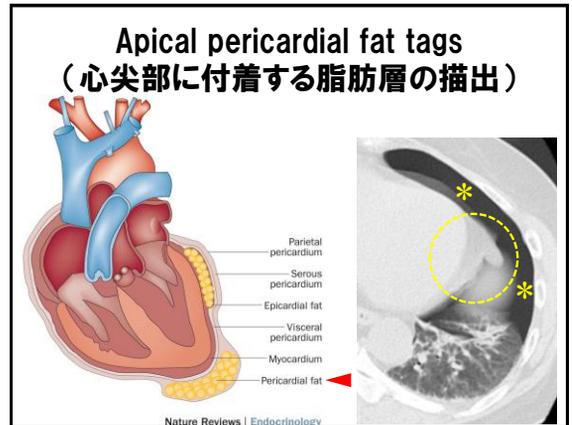
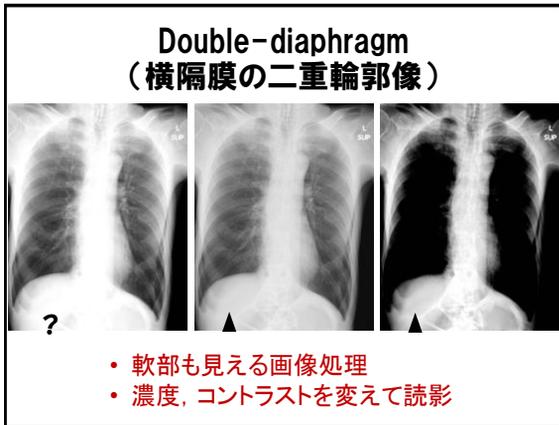
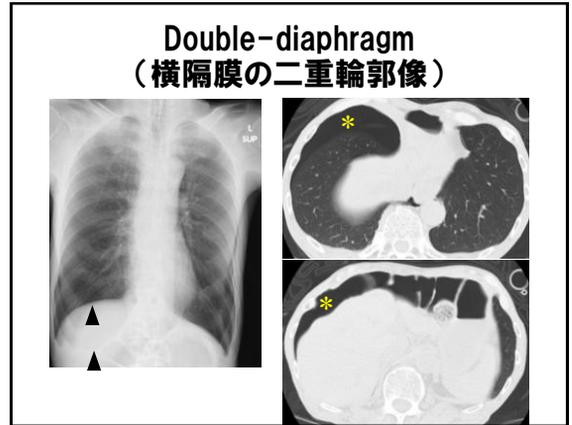
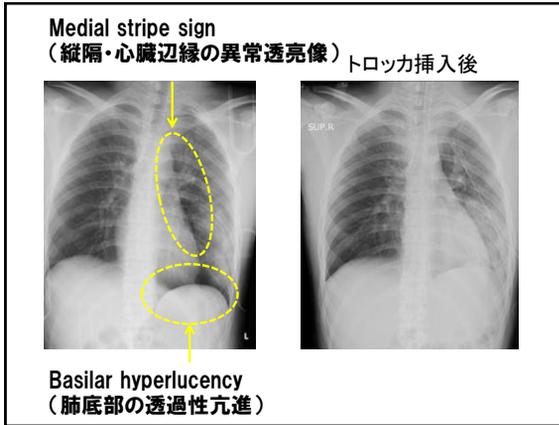
Basilar hyperlucency	肺底部の透過性亢進
Double-diaphragm sign	横隔膜の二重輪郭像
Distinct cardiac apex	心尖部の明瞭化
Depressed diaphragm	横隔膜下方偏位
Apical pericardial fat tags	心尖部に付着する脂肪層の描出
Inferior edge of collapsed lung	肺の虚脱
Deep sulcus sign	横隔膜角の深い切込み

12-24%のoccult pneumothoraxは検出可

Medial stripe sign (縦隔・心臓辺縁の異常透亮像)

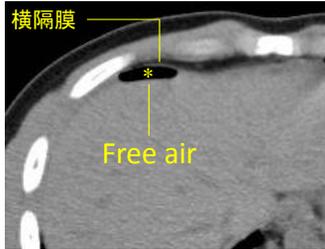


**Basilar hyperlucency
(肺底部の透過性亢進)**



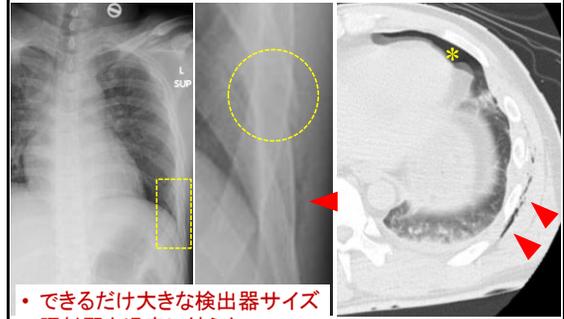
気胸？ free air？

エア像が横隔膜より下: free air
外: 気胸の進展



腹部CT
Free air?
気胸の確認

肋骨骨折, 皮下気腫

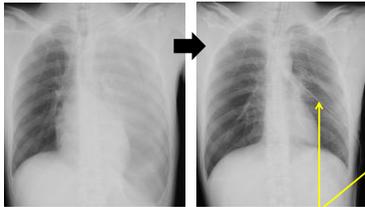


• できるだけ大きな検出器サイズ
• 照射野を過度に絞らない

血胸

- 胸腔ドレナージチューブの排水量を目安に手術適応決定
- 出血源の同定不要

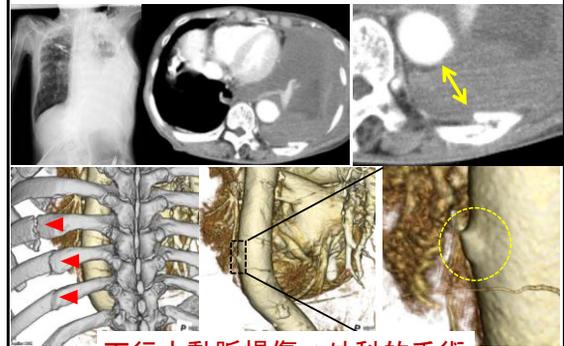
胸腔ドレナージ後



ドレナージチューブ 排水量を管理

肋間動脈, 内胸動脈損傷⇒ IVRの適用

左血胸+左背部肋骨骨折

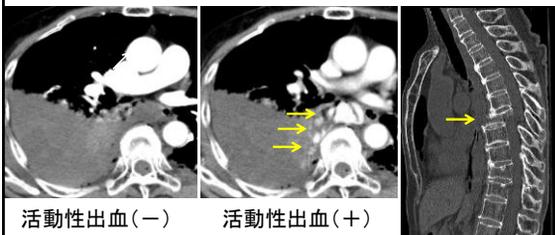


下行大動脈損傷⇒外科的手術

右血胸+胸椎骨折+後期相で活動性出血

早期相

後期相



活動性出血(-)

活動性出血(+)

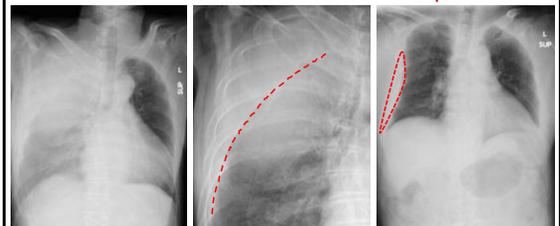
奇静脈損傷⇒開胸止血

Extrapleural hematoma(胸膜外血腫)

直線状, 円状, D型の胸壁の陰影

Moheb A et al. J Trauma 2000

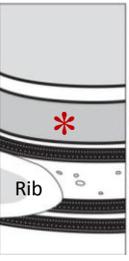
D-shaped outline



Extrapleural hematoma (胸膜外血腫)

dislocated extrapleural fat sign
胸膜外の脂肪層の胸腔側への偏位

<https://radiologykey.com/>

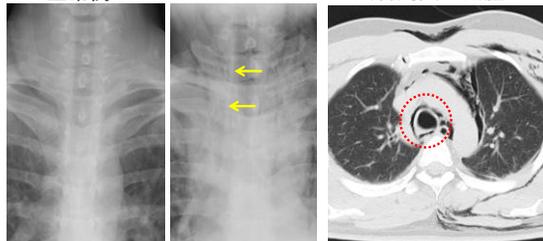
Lung
Visceral pleura 臓側胸膜
Parietal pleura 壁側胸膜
Extrapleural fat 胸膜外脂肪層
Endothoracic fascia
Innermost intercostal muscle
Rib
Intercostal fat and vessels
Inner intercostal muscle
Outer intercostal muscle

気管気管支損傷

double wall sign (tracheobronchial stripe)
気管周囲の気腫により、通常は見えない気管の辺縁が描出。

正常例

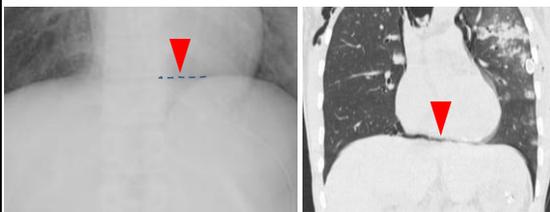
気管周囲の気腫



気管気管支損傷

continuous diaphragm sign

- 横隔膜側の心膜内の空気の貯留の描出
- 左右の横隔膜の線が心陰影に重なり一本の線に連なる



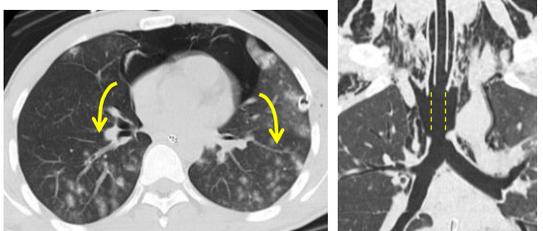
腹部のfree airでも見られる(cupola sign)

気管気管支損傷

fallen (dropped) lung sign (下垂肺)

- 肺が肺門から離れて後側方に向かって虚脱
- 主気管支損傷を示唆する所見

気管支断裂



気管気管支損傷の直接所見

Riley RD et al, editors: Trauma, 5th ed, pp 539-552, New York, 2004, McGraw-Hill.

変形

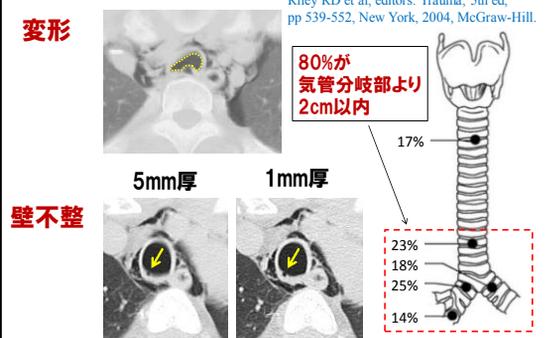
80%が気管分岐部より2cm以内

17%

23%
18%
25%
14%

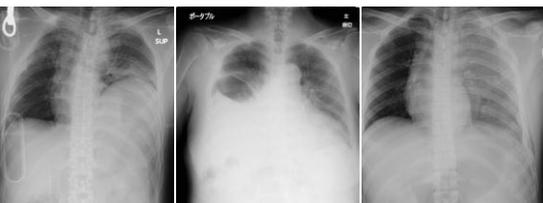
5mm厚 1mm厚

壁不整



横隔膜損傷

- 横隔膜の拳上, 胸部拡張の減少
- 縦隔偏位
- 下葉の無気肺による横隔膜陰影の不鮮明化
- 胸腔内の消化管像や胃管
- 胸腔内液体貯留像



横隔膜損傷

MPR (coronal)



- Collar sign (腰のくびれ様)
 - 横隔膜の連続性欠損(途絶)
 - Dangling diaphragm sign
- 破裂した横隔膜の自由端が胸壁から離れて直角に離れた腹部の中心に向かって内側にカーブ



横隔膜損傷

Dependent viscera sign

胃・腸管が後部の肋骨に隣接

横隔膜の肥厚



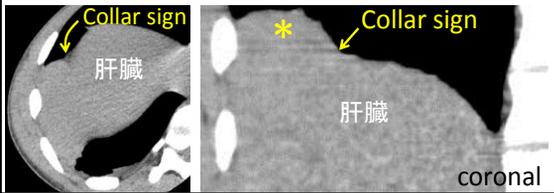
右横隔膜損傷

•Hump (こぶ) sign

肝臓のこぶ状に突出した丸いヘルニア部分の描出

•Cottage loaf sign

肝臓ヘルニアの形状をイギリスのパンに例えたサイン



Cottage loaf ??



By SilkTork - Own work, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=14629728>

Chilaiditi 症候群? 横隔膜損傷?

Chilaiditi 症候群

横隔膜 (消化器)
肝臓

横隔膜損傷

肝臓
横隔膜 (消化器)

横隔膜の途絶



肥厚した横隔膜

内胸動脈損傷

右第1弓の突出 単純 動脈相

• 胸骨骨折
 • 血腫 活動性出血

左右肩甲骨の高さの左右差

鎖骨骨折(-) 鎖骨骨折(+)

右肩鎖関節脱臼

鎖骨骨折(-)

半角 17"×17"

造影検査の適否決定

血腫 モリソン窩

前腎筋膜
外側筋膜

造影検査の適否決定

血腫 ダグラス窩

陰性 陽性 陰性(男性)

膀胱 子宮 直腸 精囊

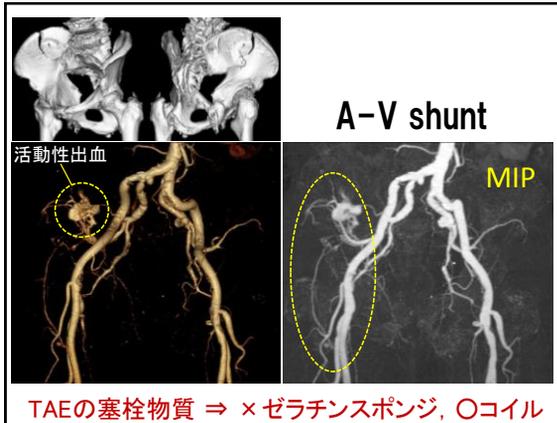
造影検査の適否決定

Periportal tracking (collar, halo)

門脈周囲(グリソン蝸)の浮腫, 液体貯留による低吸収域

- 外傷: 肝裂傷
- 疾病: 肝炎, 心不全, 肺塞栓症...

肝損傷



American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria®

The limitation of CT

～CTにとって感度が低い頭部外傷～

small and predominantly nonhemorrhagic lesions
小さく、主に非出血性の損傷

1. contusion
脳挫傷
2. subtle diffuse axonal injury (DAI)
微細なびまん性軸索損傷
3. subtle injuries adjacent to bony surfaces
骨表面に隣接する微細な損傷
4. early cerebral edema, which can be seen in hypoxic-ischemic encephalopathy
低酸素虚血性脳症で見られる初期の脳浮腫

American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria®

The limitation of CT

～CTにとって感度が低い頭部外傷～

small and predominantly nonhemorrhagic lesions
小さく、主に非出血性の損傷

1. contusion
脳挫傷
2. subtle diffuse axonal injury (DAI)
微細なびまん性軸索損傷
3. subtle injuries adjacent to bony surfaces
骨表面に隣接する微細な損傷
4. early cerebral edema, which can be seen in hypoxic-ischemic encephalopathy
低酸素虚血性脳症で見られる初期の脳浮腫

Diffuse axonal injury (DAI) びまん性軸索損傷

- ・回転性の加速・減速により引き起こされる神経線維の断裂
- ・灰白質-白質境界や脳梁(特に体部と膨大部)などの密度の異なる組織の境界面に点状出血を認める

Dr Henry Knipe. Diffuse axonal injury
<https://radiopaedia.org/>

5 mm MIP

Gray matter

White matter

Diffuse axonal injury (DAI) びまん性軸索損傷

大脳皮質下白質

5mm厚

1mm厚

脳梁(膨大部)

Diffuse axonal injury (DAI) びまん性軸索損傷

脳室内血腫

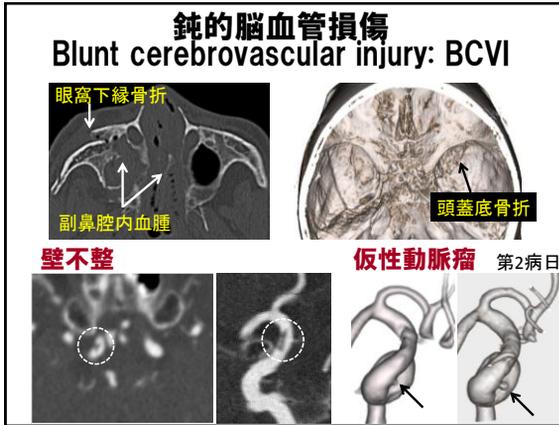
重篤なDAIにおいてMRIを追加する唯一の指標

Mata-Mbemba D et al. J Neurotrauma 2015

大脳半球間裂 or 中脳周囲の外傷性SAH

重度のDAIの剪断メカニズムを意味する

Mata-Mbemba D et al. J Neurosurg 2018

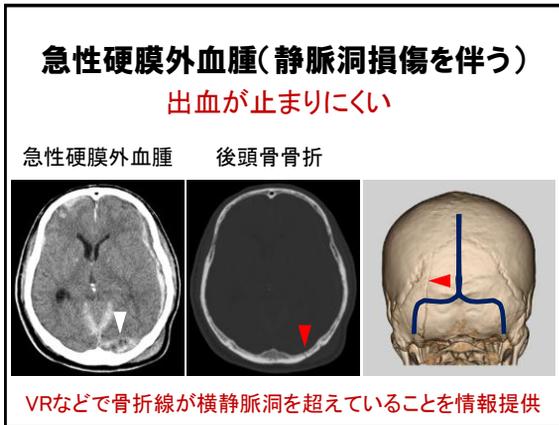


Imaging

mm (mm)
slice thickness (intervals)

Author	axial	coronal	sagittal	comments
Paulus EM	1 (1)	2 (2)	2 (2)	
Jacobson LE	0.625 (0.625)		2 (2)	MIP
Bonatti M	2 (1)			sharp kernel
Emmett KP	2 (2)	2 (2)	1 (1)	
DiCocco JM	2 (2)	2 (2)	1 (1)	
Goodwin RB	2 (2)	2 (2)		MIP

- 2mm厚以下が推奨
- MPR 3断面 (axial, coronal, sagittal)
- Sharp kernel



頸椎MPR 矢状断の読影ポイントABCD

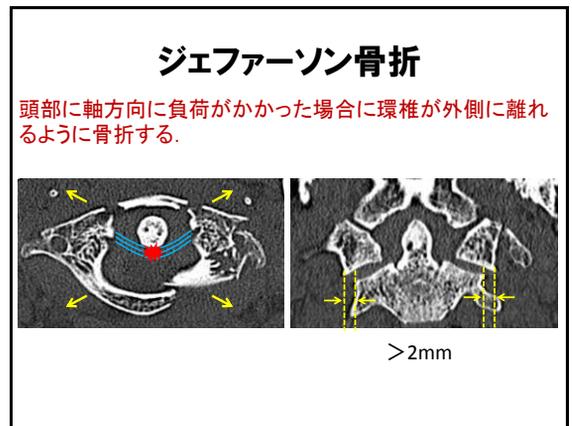
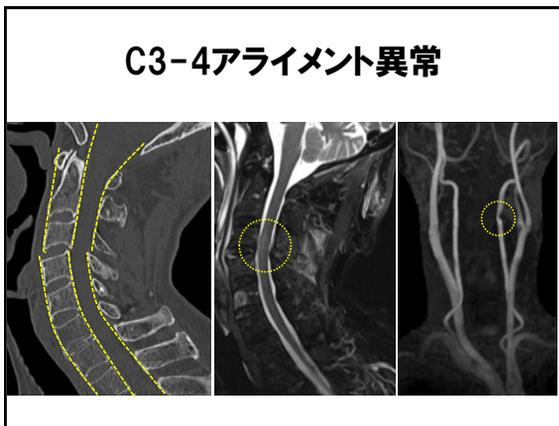
異常

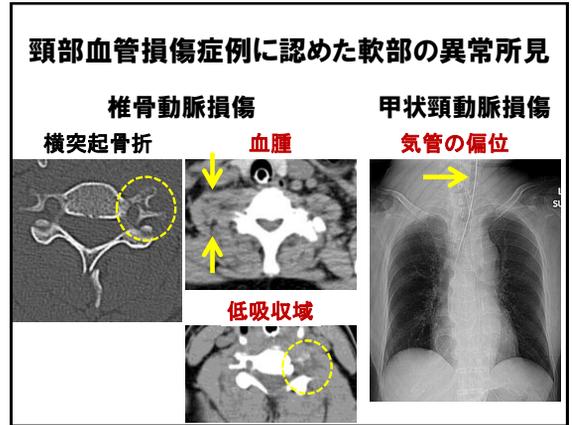
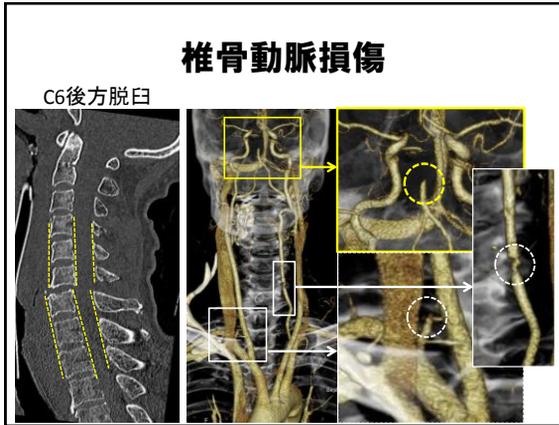
Point	Checklist
A: Alignment	① 椎体前面 ② 椎体後面 ③ 脊柱管後面 ④ 棘突起ライン
B: Bone	椎体と棘突起
C: Cartridge	椎体の間隔
D: Distance of soft tissue	軟部組織の距離

- 滑らかな生理的ラインの消失
- 椎体の前方(後方)への偏位
- 脊柱管狭窄: ②-③ ≤ 13mm
- 骨の輪郭が不連続
- 椎体の前面と後面の高さの差が ≥ 13mm
- 上下の椎体のなす角度 ≥ 11°

a) Atlanto-dens interval (ADI)	成人 > 3mm 小児 > 5mm
b) Retropharyngeal space (C2~4レベル)	> 7mm
c) Retrotracheal space (C6レベル)	成人 > 22mm 小児 > 14mm
d) 棘突起間の開き	扇型の広がり (fanning)

- Aの異常
- Dの異常

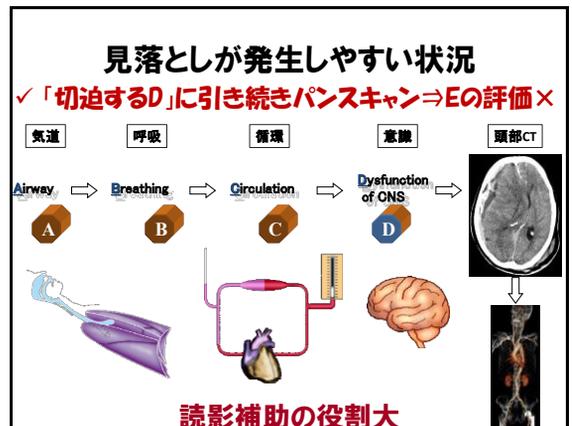
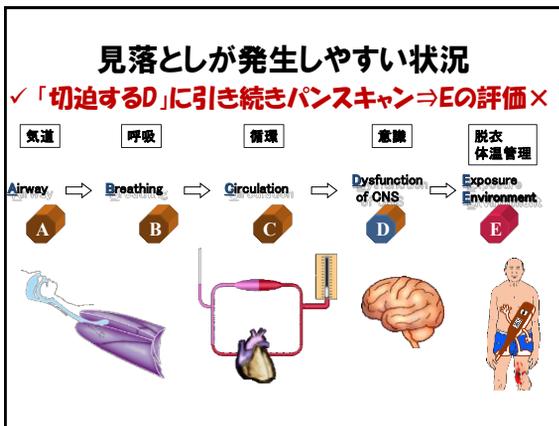
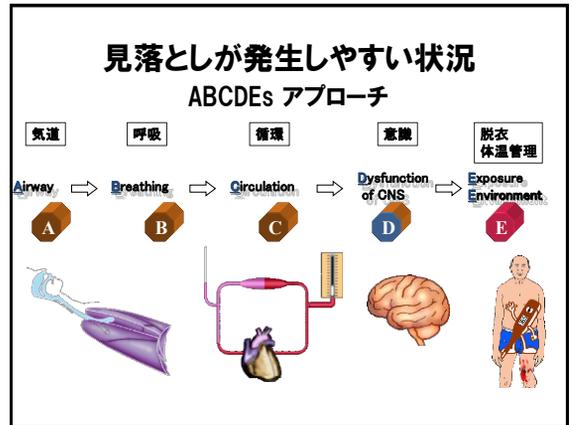




Enderson BL et al. J Trauma 1990

見落としが発生しやすい状況

- ✓ **所見を探りづらい!**
 - 意識障害 (頭部外傷, アルコール, 薬物中毒)
 - 麻酔薬・筋弛緩薬の使用
- ✓ **重要臓器に意識が向く!**
 - 循環動態が不安定
 - 緊急手術が必要な状況
 - 多発外傷
 - distracting injuries (痛みで本質的な症状や所見がマスクされる損傷)





第 62 回学術大会
シンポジウム II

異なるモダリティでのCBCT線量評価 CT検査における線量評価

藤田医科大学病院 羽場 友信

日本放射線技術学会 近畿支部 第62回学術大会
シンポジウム II 「異なるモダリティでのCBCT線量評価」

CT検査における線量評価



藤田医科大学病院 放射線部
羽場 友信

本日の内容

- 1 X線CT検査の現在の線量評価法
~CTDIvolについて~
- 2 X線CT検査の新たな線量評価法
 - AAPM Task Group 111測定法について
 - SSDEについて
 - CTDIwの加重係数の見直しについて

本日の内容

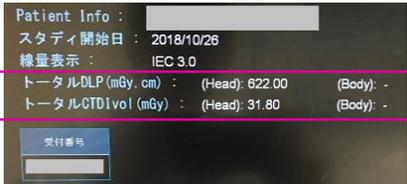
- 1 X線CT検査の現在の線量評価法
~CTDIvolについて~
- 2 X線CT検査の新たな線量評価法
 - AAPM Task Group 111測定法について
 - SSDEについて
 - CTDIwの加重係数の見直しについて

X線CT検査の線量指標

CTDIvol

DLP

* CTDIvol (volume Computed Tomography Dose Index)
* DLP (Dose Length Product)

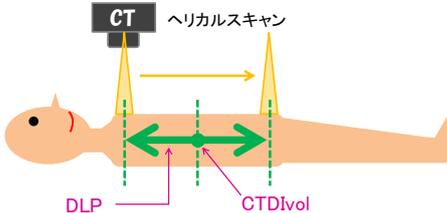


トータルDLP (mGy·cm)	(Head): 622.00	(Body): -
トータルCTDIvol (mGy)	(Head): 31.80	(Body): -

CTDIvol : とある断面の任意の1点の平均的な空気カーマ

DLP : 撮影範囲における任意の線上の空気カーマ
 $DLP = CTDIvol \times L$ (L: 体軸方向のX線照射範囲の長さ[cm])

実効線量 = $DLP \times k\text{-factor}$



CTDIvol

➡

DLP

➡

実効線量

X線CT検査における線量指標として
CTDIvolが元になる！

↓

CTDIvolは検査毎に装置上に表示されるが、
どの様に算出されているのか？

CTDIvolの算出方法

CTDI₁₀₀ → CTDI_w → CTDI_{vol}

実測 → 計算 → 計算

- $CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{50} D(z) dz$
- $CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p}$
- $CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch\ factor}$

CTDI₁₀₀の測定方法

CTDI₁₀₀ → CTDI_w → CTDI_{vol}

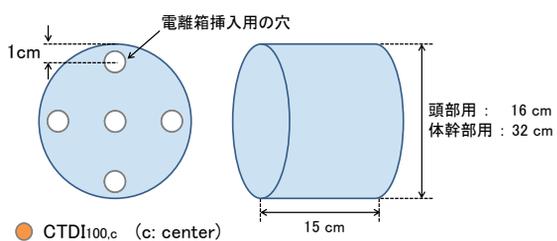
実測



CTDIファントム CT用電離箱

CTDIファントム

- 形状: 円柱型
- 材質: アクリル樹脂



電離箱挿入用の穴

1 cm

15 cm

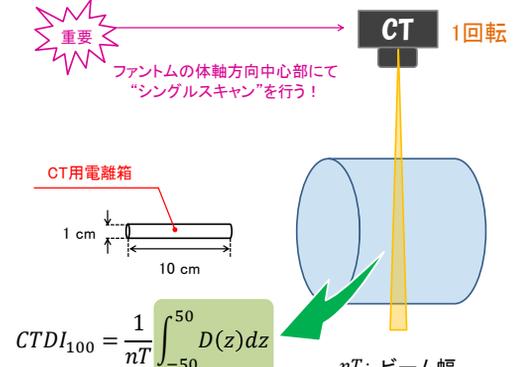
頭部用: 16 cm
体幹部用: 32 cm

- CTDI_{100,c} (c: center)
- CTDI_{100,p} (p: peripheral)

CTDI₁₀₀の測定方法

重要 → CT 1回転

ファントムの体軸方向中心部にて“シングルスキャン”を行う!



CT用電離箱

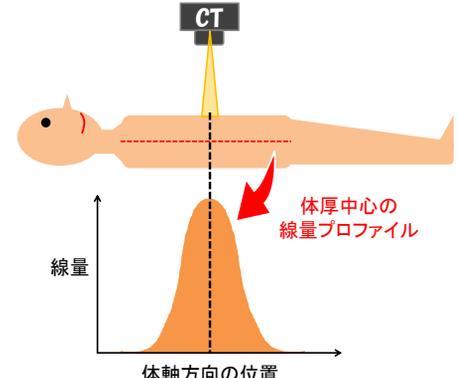
1 cm

10 cm

$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{50} D(z) dz$

nT: ビーム幅

(参考)なぜCTDI₁₀₀はその様に測定するのか?



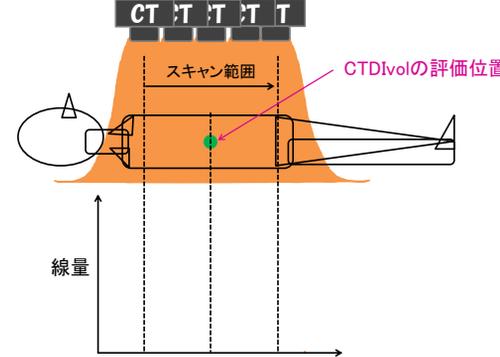
CT

線量

体軸方向の位置

体厚中心の線量プロファイル

(参考)なぜCTDI₁₀₀はその様に測定するのか?



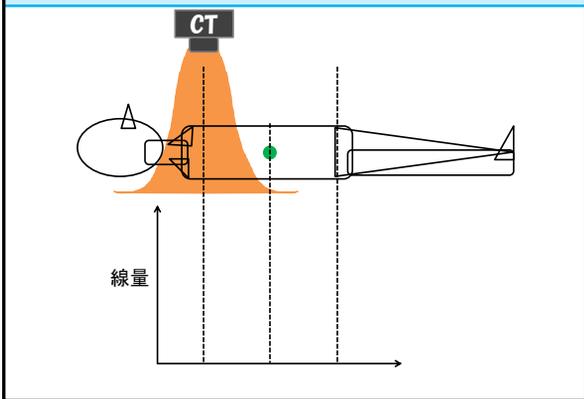
CT T T T T

スキャン範囲

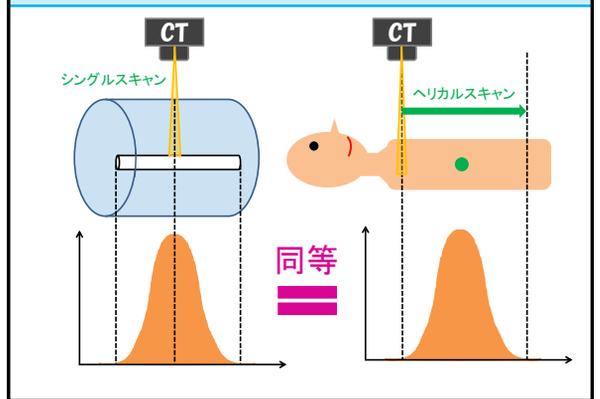
CTDI_{vol}の評価位置

線量

(参考)なぜCTDI₁₀₀はその様に測定するのか？



(参考)CT用電離箱が検出する線量



CTDI_wの算出方法

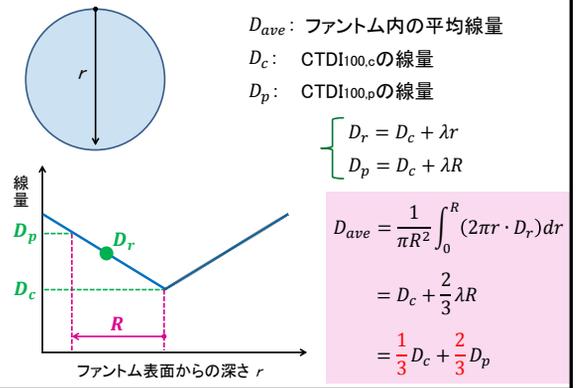


$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}$$

CTDIファントム内のアキシャル断面の平均線量を想定している。
1995年にLeitzらによって考案された。



(参考)なぜ 1/3 と 2/3 なのか？



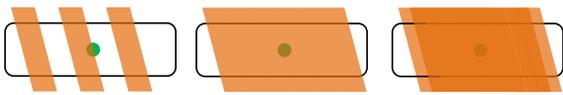
$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch\ factor}$$

* pitch factor = $\frac{\text{X線管1回転当りの寝台移動量 [mm]}}{\text{ビーム幅 [mm]}}$

～ヘリカルスキャンのピッチの影響を考慮するため～

ピッチ 2 ピッチ 1 ピッチ 1/2

線量 1/2 倍 線量 1 線量 2 倍



以上がCTDI_{vol}を算出する流れです



- $CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{50} D(z) dz$
- $CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}$
- $CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch\ factor}$

本日の内容

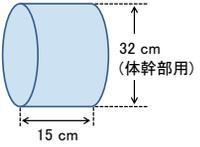
- 1 X線CT検査の現在の線量評価法
~CTDI_{vol}について~
- 2 X線CT検査の新たな線量評価法
 - AAPM Task Group 111測定法について
 - SSDEについて
 - CTDI_wの加重係数の見直しについて

本日の内容

- 1 X線CT検査の現在の線量評価法
~CTDI_{vol}について~
- 2 X線CT検査の新たな線量評価法
 - AAPM Task Group 111測定法について
 - SSDEについて
 - CTDI_wの加重係数の見直しについて

CTDI₁₀₀測定法の問題点

近年の報告によると、CT検査の被ばく線量を評価する際に、CTDI₁₀₀測定法を用いるのは不適切であると報告されている



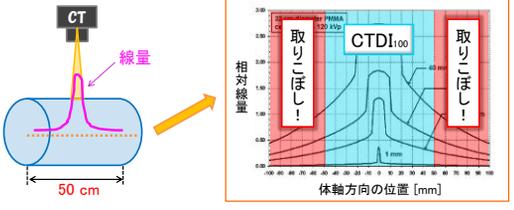
原因① CTDIファントムの長さが15cmでは短い

原因② CTDIファントムの直径が体幹部用で一律(32cm)

American Association of Physicists in Medicine (AAPM)が、各々の原因に対する解決案を提唱した

原因①: CTDIファントムの長さが短い

長さ50cmのCTDIファントム中心の体軸方向の線量分布
(John M. Boone, The trouble with CTDI₁₀₀, Med Phys 2007; 34(4): 1364-1371.)

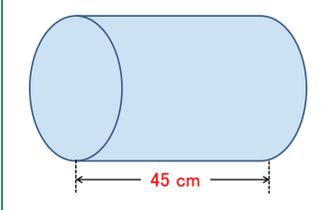


散乱線成分による線量の寄与を充分に考慮するには、CTDIファントムの長さ(15cm)とCT用電離箱の長さ(10cm)が短すぎる

解決案: AAPM Task Group 111 測定法

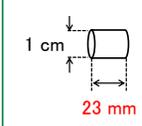
AAPMは“AAPM Task Group 111 Report (2010)”にて新たな線量評価法を提唱した

ファントム (アクリル、円柱形状)



45 cm

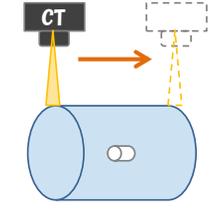
微小電離箱



1 cm
23 mm

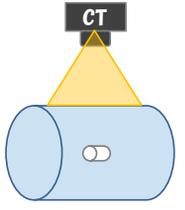
解決案: AAPM Task Group 111 測定法

寝台移動あり
(ヘリカルスキャン)



ファントムの端から端までスキャン

寝台移動なし
(ボリュームスキャン)



1回転

● “任意の一点の線量を求める”というコンセプトは、従来のCTDI測定と同じ

原因②: CTDIファントムの直径が一律

現在、成人腹部のCTDI測定の際には、直径32cmのCTDIファントムのみで評価されている

問題点

被検者の体型による個人差の影響が考慮できていない



AAPMは、「AAPM Task Group 204 Report (2011)」にて、Size-Specific Dose Estimates (SSDE)という線量指標を提唱した

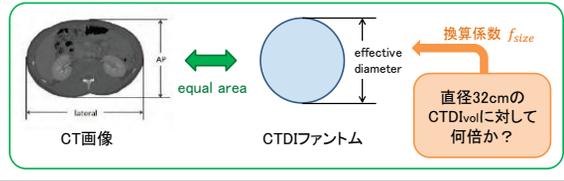
解決案: SSDEの臨床での使用方法

$$SSDE = f_{size} \times CTDI_{vol,32cm}$$

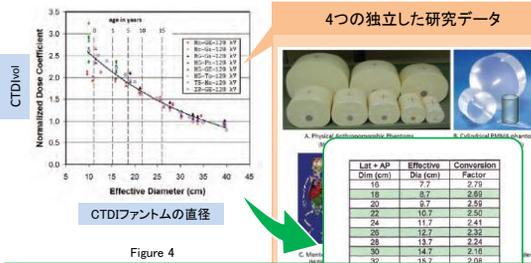
$CTDI_{vol,32cm}$: CT検査時に装置に表示されるCTDI_{vol}値

Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
15	7.7	2.73
18	8.7	2.66
20	9.7	2.59
22	10.7	2.50
24	11.7	2.41
26	12.7	2.32
28	13.7	2.24
30	14.7	2.16
32	15.7	2.08
34	16.7	2.01
36	17.6	1.94
38	18.6	1.87
40	19.5	1.80
42	20.5	1.74

Table 1 (AAPM Report No.204)



(参考) AAPM Reportでの換算係数の算出方法



SSDEは簡便に求めることができるため、今後広く普及していく可能性があると考えられる

CTDI₁₀₀測定法の問題点と解決案のまとめ

問題点 CTDIファントムの長さが15cmでは短い

➡ AAPM Task Group 111測定法を用いることで、散乱線成分の影響を充分に考慮できる

問題点 CTDIファントムの直径が体幹部用で一律

➡ SSDEを用いることで、個々の患者の体型による影響を考慮できる

本日の内容

① X線CT検査の現在の線量評価法
~CTDI_{vol}について~

② X線CT検査の新たな線量評価法

- AAPM Task Group 111測定法について
- SSDEについて
- CTDI_wの加重係数の見直しについて

CTDI_wの加重係数の見直し

Leitz (1995) (現在のメイン) $CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$

Bakalyar (2006) $CTDI_w = \frac{1}{2}CTDI_c + \frac{1}{2}CTDI_p$

Haba (2017) $CTDI_w = \frac{3}{8}CTDI_c + \frac{5}{8}CTDI_p$

Bakalyarの加重係数について

Bakalyar (2006) $CTDI_w = \frac{1}{2}CTDI_c + \frac{1}{2}CTDI_p$

$$D_{ave} = \frac{1}{\pi R^2} \int_0^R (2\pi r \cdot D_r) dr$$

$$= D_c + \frac{1}{2}\lambda R^2$$

$$= \frac{1}{2}D_c + \frac{1}{2}D_p$$

Habaの加重係数について

● 様々な条件下での、CTDIファントム内の線量分布をモンテカルロシミュレーションにて算出

CT線量測定法	管電圧	ファントム径	機種
---------	-----	--------	----

Habaの加重係数について

● 得られたデータより、最小二乗法を用いて最適な荷重係数を算出 (Solver; Microsoft Excel 2010)

$$D_{ave} = \frac{b}{a} \cdot D_{center} + \left(1 - \frac{b}{a}\right) \cdot D_{periphery} \leftarrow CTDI_w \text{の式}$$

中心部の加重係数
辺縁部の加重係数

Haba (2017) $CTDI_w = \frac{3}{8}CTDI_c + \frac{5}{8}CTDI_p$

CTDIwの加重係数の見直し

研究者	加重係数式	平均線量との差異
Leitz (1995)	$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$	16 %
Bakalyar (2006)	$CTDI_w = \frac{1}{2}CTDI_c + \frac{1}{2}CTDI_p$	12 %
Haba* (2017)	$CTDI_w = \frac{3}{8}CTDI_c + \frac{5}{8}CTDI_p$	6 %

*Haba T, Koyama S, Kinomura Y, Ida Y, Kobayashi M. "New weighting factor of weighted CTDI equation for PMMA phantom diameter from 8 to 40 cm: A Monte Carlo study." Med Phys. 2017; 44: 6603-6609

本日の内容のまとめ

- ① X線CT検査の現在の線量評価法
~CTDIvolについて~
- ② X線CT検査の新たな線量評価法
 - AAPM Task Group 111測定法について
 - SSDEについて
 - CTDIwの加重係数の見直しについて



第62回学術大会
シンポジウムII

異なるモダリティでのCBCT線量評価 歯科撮影領域

愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一

歯科領域におけるCBCT線量評価

後藤賢一

愛知学院大学歯学部附属病院
放射線技術部

愛知学院大学歯学部附属病院



放射線外来患者数 2500~3000人/月
CBCT撮影数 130~150件/月

CBCTの長所

★ 空間分解能が高い



硬組織（歯・顎骨）が主な対象の
歯科領域において相性が良い

撮影目的

- 歯科インプラント術前
- 埋伏歯
- 根管治療
- 歯周病

など

歯科インプラント術前



埋伏歯



歯根の診査



歯科用CTの特徴

- 座位で撮影
- 小照射野 (Φ4cm程度～)
- 高解像度 (スライス厚0.1mm～)
- パノラマ・CBCT複合機もある



歯科用CTメーカー

- iCat
- アクシオン・ジャパン
- 朝日レントゲン工業
- KaVo
- 近畿レントゲン工業
- 京セラ
- GC (PLANMECA)
- Sirona
- タカラベルモント
- モリタ
- ヨシダ

種類が多い!

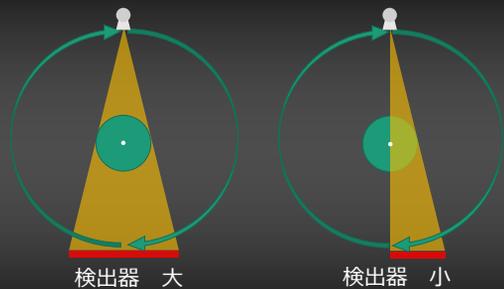
など

機種による違い

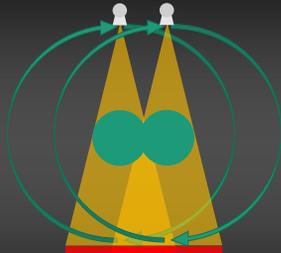
- FOVは様々
Φ4cm×4cm～Φ20cm×18cm程度
- フルスキャン (360°照射) とハーフスキャン (180°照射)
- オフセットスキャンやスティッチ撮影でFOVを大きくしている機種も

通常スキャン

オフセットスキャン



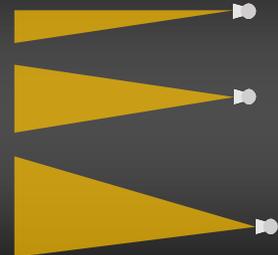
スティッチ撮影



複数回スキャンして
FOVをつなげる

照射野形状の違い

↑
Z軸
(体軸方向)



撮影条件

機種によって様々

- 管電圧 80kV
- 管電流 3~5mA
- 照射時間 15~20秒

くらの装置が多い

線量評価法

- 装置・施設間の比較
 - ・CTDI
 - ・面積線量 (DAP)
- 患者被ばく線量の推定
 - ・人体ファントムでの実測
 - ・モンテカルロシミュレーション

線量評価法

- 装置・施設間の比較
 - ・CTDI
 - ・面積線量 (DAP)
- 患者被ばく線量の推定
 - ・人体ファントムでの実測
 - ・モンテカルロシミュレーション

診断参考レベル

DRL ; Diagnostic Reference Level

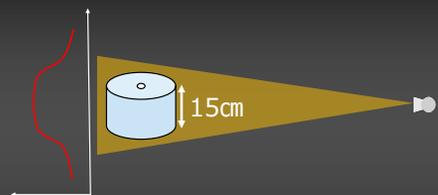
- 各施設において、最適化を推進するためのツール
- 全身用CTではCTDIを使用
- 歯科用CTの項目はまだない

日本歯科放射線学会

DRL設定に向けて
全国29歯科大学・歯学部付属
病院で調査中

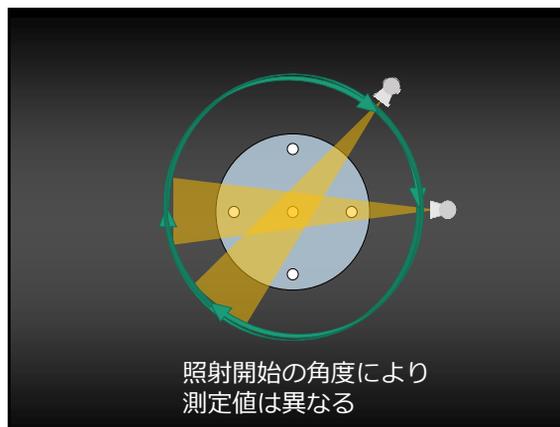
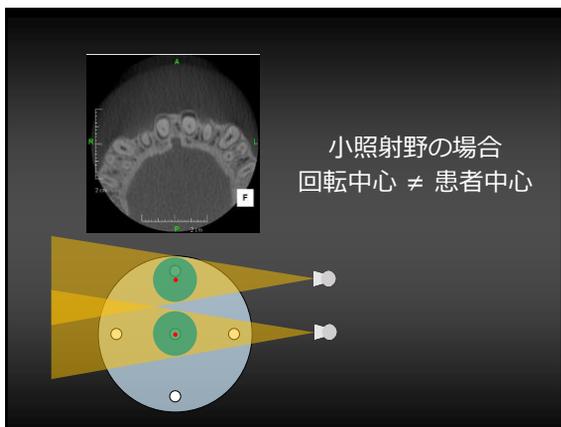
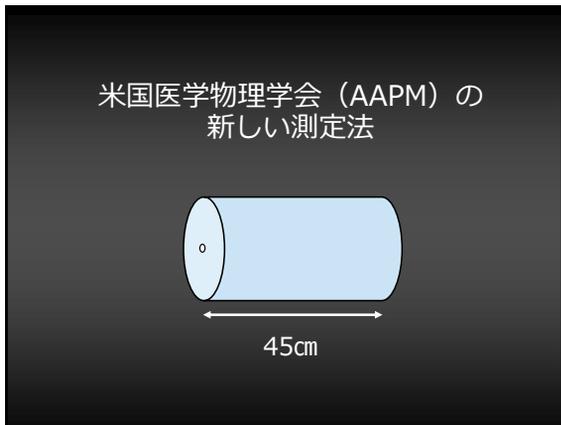
★DRLは容易に測定できる値がよい

CTDI₁₀₀の問題点



大照射野の場合

→ 正確な評価ができない?



全身用CTと同じように
CTDIを使うのは難しい

面積線量
DAP (Dose Area Product)
単位 [mGy · cm²]

測定方法

- 面積線量計
- 放射線着色フィルム

面積線量計



放射線着色フィルム

GAFCHROMIC FILM XR-QA2
(診断領域用)

- ・ 現像処理不要
- ・ 明室で扱える

照射面内の線量分布が均一であれば

面積線量 = ポイントの線量 × 照射面積
(OSL線量計などで測定)

実際はヒール効果やビーム成形
フィルタの影響あり

小照射野なら○?
大照射野は?

線量評価法

- 装置・施設間の比較
 - ・ CTDI
 - ・ 面積線量 (DAP)
- 患者被ばく線量の推定
 - ・ 人体ファントムでの実測
 - ・ モンテカルロシミュレーション

人体ファントムでの実測



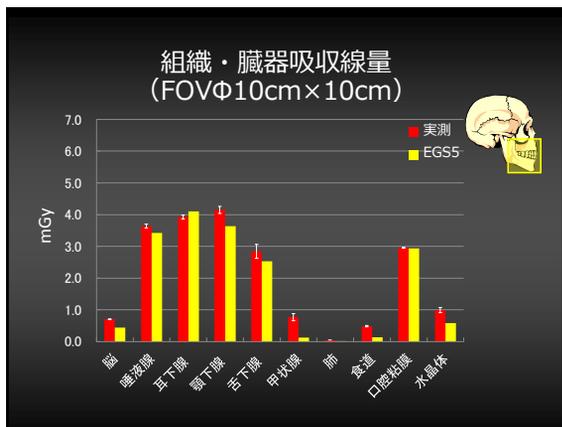
TLDや半導体線量計などで
直接測る

モンテカルロシミュレーション



ボクセルファントムを使用し、
各組織・臓器の線量を計算する

装置ごとに照射野形状・線質
が異なるため、プログラムを
作るのが大変



使用するFOV・撮影部位によって
線量分布は大きく変わる

- まとめ
- 診断参考レベル (DRL) は
面積線量 (DAP) で評価
(予定)
撮影部位・使用FOV・撮影目的に
よって分ける?
 - 患者被ばく線量は各組織・
臓器の吸収線量で評価

ご清聴ありがとうございました

第62回学術大会
シンポジウムⅡ

異なるモダリティでのCBCT線量評価 放射線治療領域

大阪急性期・総合医療センター 谷 正司

日本放射線技術学会 近畿支部 第62回学術大会
2018年11月25日

シンポジウムⅡ【モダリティをつなぐ】
「異なるモダリティでのCBCT線量評価」
放射線治療領域



地方独立行政法人 大阪府立病院機構
大阪急性期・総合医療センター
谷 正司

Osaka General Medical Center

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、

ありません

公益社団法人
日本放射線技術学会 (J S R T)
近畿支部 第62回学術大会

Osaka General Medical Center

放射線治療領域でのCBCT線量評価

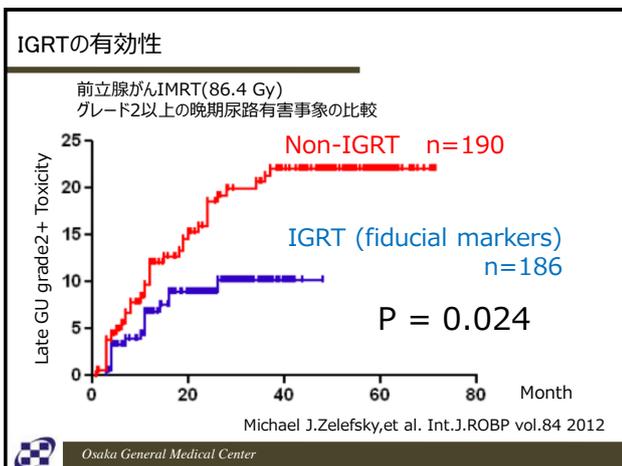
1. 放射線治療におけるCBCTの利用と背景
2. リニアック搭載型のCBCTの線量評価の課題
3. 実機における測定例
4. 今後の課題

Osaka General Medical Center

放射線治療領域でのCBCT線量評価

1. 放射線治療におけるCBCTの利用と背景
2. リニアック搭載型のCBCTの線量評価の課題
3. 実機における測定例
4. 今後の課題

Osaka General Medical Center



放射線治療の高精度化

- ・3次元原体照射(3DCRT)
- ・定位放射線治療(SRS、SRT、SBRT)
- ・強度変調放射線治療(IMRT・VMAT)
- ・動態追尾、呼吸同期放射線治療

いずれにも画像誘導放射線治療(IGRT)が関わる

↓

リニアック装置で撮影するCBCTの利用

Osaka General Medical Center

IGRTガイドライン

日本医学物理学会
日本放射線技術学会
日本放射線腫瘍学会
2010年9月23日

QA/QC プログラムや IGRT実施指針に含むことが望まれる内容

- レーザー照準器の位置精度に関する項目
- 位置照合装置の位置精度に関する項目
- 位置照合装置と放射線照射装置の両座標系の整合性に関する項目
- 位置照合装置の機械的接触防止インターロックに関する項目
- 位置照合装置の画質に関する項目
- 位置照合装置の被ばく線量に関する項目**
- 位置照合解析ソフトウェアに関する項目
- 治療寝台移動の位置精度に関する項目
- 位置照合装置と放射線治療管理システムとの通信の信頼性に関する項目

Osaka General Medical Center

平成30年度 診療報酬改定

画像誘導放射線治療加算

患者 1人 1日につき 1回に限り、次に掲げる区分に従い、いずれかを所定点数に加算する。

イ 体表面の位置情報によるもの	150点
ロ 骨構造の位置情報によるもの	300点
ハ 腫瘍の位置情報によるもの	450点

CBCT or マーカ

前立腺がん 1回線量増加加算

1回の線量が2.5 Gy以上の前立腺照射を行った場合は、1回線量増加加算として、1,000点を所定点数に加算する。

前立腺癌に対して行う場合は、強度変調放射線治療(IMRT)を行う場合であって、画像誘導放射線治療加算(腫瘍の位置情報によるもの)を算定する場合に限り算定する。

Osaka General Medical Center

放射線治療における Imaging Doseの認識

JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 11, NUMBER 1, WINTER 2010

Absorbed dose and dose rate using the Varian OBI 1.3 and 1.4 CBCT system

Åsa Palm,^{1a} Elisabeth Nilsson,¹ Lars Herrnsdorf,²
Sahlgrenska University Hospital,¹ Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, Göteborg, Sweden; RTI Electronics AB,² Mölndal, Sweden
asa.palm@vgregion.se

Received 5 May 2009; accepted 22 October 2009

According to published data, the absorbed dose used for a CBCT image acquisition with Varian OBI v1.3 can be as high as 100 mGy. In 2008 Varian released a new OBI version (v1.4), which **promised to reduce the imaging dose**. In this study, absorbed doses used for CBCT image acquisitions with the default irradiation techniques of Varian OBI v1.3 and v1.4 are measured.

当初のOBIは100 mGyを超える場合があり、Varian は **Imaging dose**の低減を約束した。

Osaka General Medical Center

CTDI_w (OBI Ver 1.3 vs Ver 1.4)

TABLE 1. Details of the default CBCT modes with OBI 1.3.

Mode Name	Acquisition Angle [deg]	Fan Type [Head/Body]	Technique	mAs	Dose CTDI _w [mGy]
Standard Dose	360	Head	125 kV 80 mA 25 ms	1300	90 mGy
Standard Dose	360	Body	125 kV 80 mA 25 ms	1300	38

TABLE 2. Details of the default CBCT modes with OBI 1.4.

Mode Name	Acquisition Angle [deg]	Fan Type [Head/Body]	Technique	mAs	Dose CTDI _w [mGy]
Low Dose Head	200	Head	100 kV 10 mA 20 ms	72	2.0
Standard Dose Head	200	Head	100 kV 20 mA 20 ms	145	3.9 mGy
High-quality Head	200	Head	100 kV 80 mA 25 ms	720	19.4

Palm A, Nilsson E and Herrnsdorf Lars Herrnsdorf, Absorbed dose and dose rate using the Varian OBI 1.3 and 1.4 CBCT system. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 11, 229-40, 2010

Osaka General Medical Center

放射線治療領域でのCBCT線量評価

- 放射線治療におけるCBCTの利用と背景
- リアック搭載型のCBCTの線量評価の課題
- 実機における測定例
- 今後の課題

Osaka General Medical Center

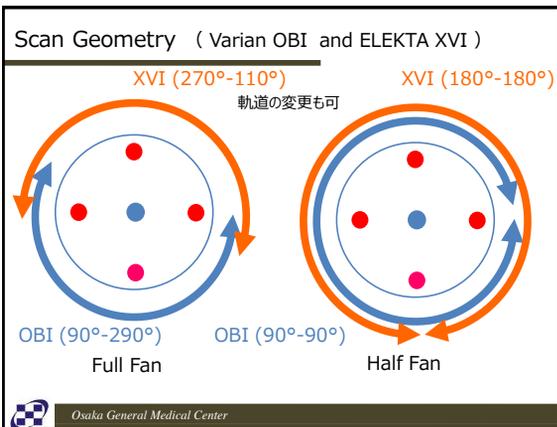
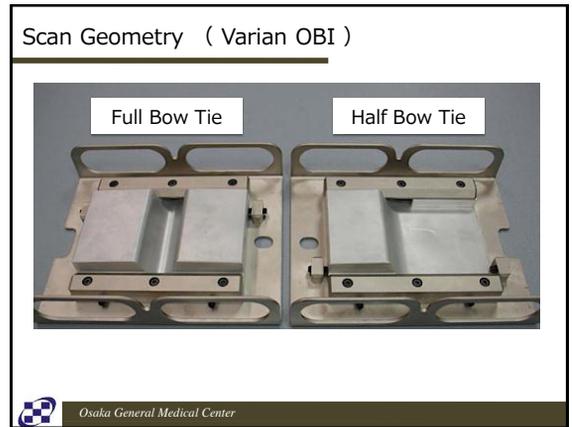
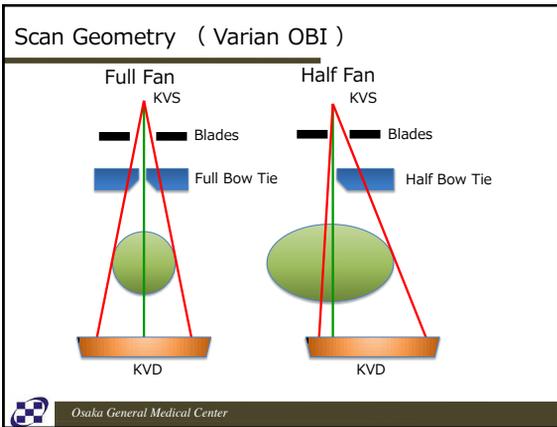
Scan Geometry (Varian OBI)

KVS : kV Source
KVD : kV Detector

Full Fan FOV 25 cm Half Fan FOV 46 cm

KVDの移動

Osaka General Medical Center



CTDIの計算式

$$CTDI_{100} = \frac{1}{L} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) \cdot dz$$

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot D_1 + \frac{2}{3} \cdot \left[\frac{1}{4} \cdot \sum_{i=2}^5 D_i \right]$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

CBCTはPitch = 1なので $CTDI_{vol} = CTDI_w$
Pitch: 寝台移動間隔/ビーム幅

Osaka General Medical Center

Full Fan CBCTにおけるCTDIの限界

90°~290°の回転を使用するスキャンの場合
ファントムの周辺の線量は均一ではない。
CTDI_{100,p}の平均値は周辺線量のばらつきを考慮できていない。

90° - 290°

Osaka General Medical Center

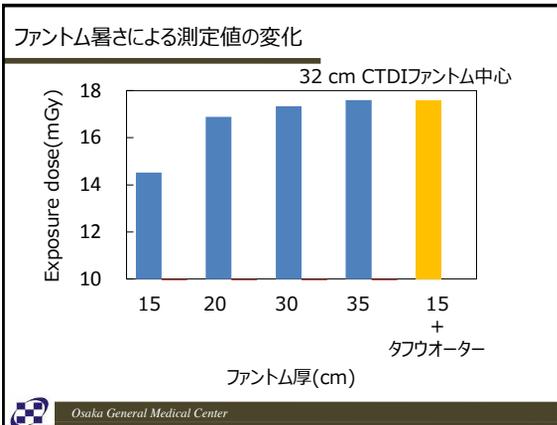
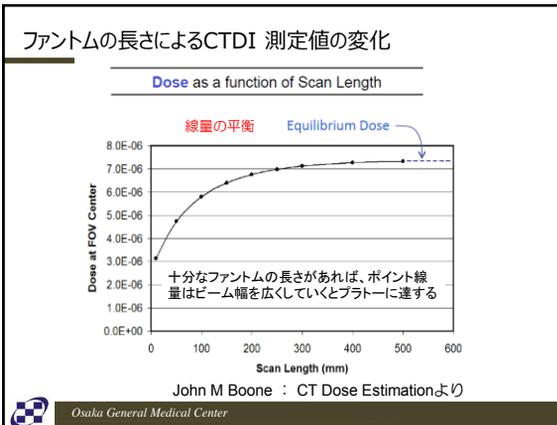
過小評価への対応 (線量計)

指頭形電離箱でポイント線量を測定

CTDIファントム用スペーサ

Daniel E. Hyer,
Medical Physics, Vol. 37, No. 9, September 2010

Osaka General Medical Center



- ### 放射線治療領域でのCBCT線量評価
1. 放射線治療におけるCBCTの利用と背景
 2. リニアック搭載型のCBCTの線量評価の課題
 3. 実機における測定例
 4. 今後の課題
- Osaka General Medical Center

IGRT-QA/QC WG-report Supplement - Imaging Dose -

2017年5月

谷 正司	大阪急性期・総合医療センター
秋田和彦	大阪医科大学附属病院
井上裕之	兵庫医科大学病院
上田悦弘	大阪国際がんセンター
太田誠一	大阪大学医学部附属病院
岡田 亘	多根総合病院
木崎寿夫	NTT西日本大阪病院
小坂賢吾	兵庫県立がんセンター
中田良成	静岡県立がんセンター
藤本隆広	京都大学医学部附属病院
別府大輔	大阪医科大学附属病院
宮崎正義	大阪国際がんセンター
山下祐美恵	大阪急性期・総合医療センター

Osaka General Medical Center

測定を行った装置と測定項目

Varian
OBI

<https://www.varian.com>

Elekta
XVI

<https://jp.medical.canon/>

1. kV Imaging Doseの測定について
2. 2D撮影
3. 3D撮影 (CTDI)
4. 3D撮影
(ファーマ形線量計を用いたI'mRTファントム内の吸収線量)

Osaka General Medical Center

VARIAN
ON-BOARD IMAGER

Beam in CBCT

- CTDIのメーカー参考値が記載されている
- 比較するためには計測法を確認すること

DOSE IN CBCT - OBI ADVANCED IMAGING
On-Board Imager® kV imaging system v1.4 and v1.5
Revision 1.3
June 2012

*資料上ではVarianのCTDI計測はビーム幅 2 cmで計測

Yブレード設定値

- Clinac series : 1.2cm
- TrueBeam : 2.0cm

	Standard-Dose Head	Low-Dose Head	High-Quality Head	Pelvis	Pelvis (Full Fan Beam Filter, Pelvis mode not available)	Pelvis (Half Fan Beam Filter)	Low-Dose Thorax
X-Ray Voltage (kVp)	100	100	100	108	108	108	110
X-Ray Current (mA) (per projection)	20	10	80	80	80	80	20
X-Ray Millisecond (ms) (per projection)	20	20	25	13	13	13	20
Number Projections	360	360	360	655	655	655	655
Exposure (mAs)	145	72	720	680	680	680	262
CTDI _{w, nom} (mGy / 100 mAs)	2.7	2.7	2.7	2.6	3.4	3.4	1.8
CTDI _w (mGy)	3.9	2.0	19.4	17.7	34.5	34.5	4.7

Table 2: The CBCT dose table.
The default calibrated CBCT modes along with their associated dose values (±10%)

Varian Customer Technical Bulletin
OBI Dose Tables for kV Single Images and kV CBCT Images

Osaka General Medical Center

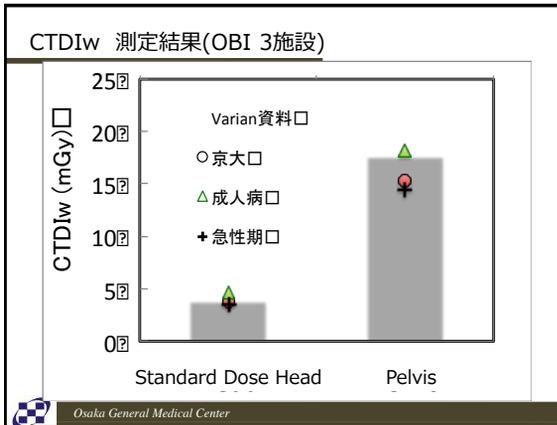
撮影条件(OBI ver.1.5)

	Standard-Dose Head	Low-Dose Head	High-Quality Head	Pelvis	Pelvis spot light (Half Fan Beam Filter)	Low-dose thorax
X-Ray Voltage [kVp]	100	100	100	125	25	110
X-Ray Current [mA] (per projection)	20	10	80	80	80	20
X-Ray Millisecond [ms] (per projection)	20	20	25	13	25	20
Number Projections	360	360	360	655	360	655
Exposure (mAs)	145	72	720	680	20	262
CTDI _{w, nom} (mGy / 100 mAs)	2.7	2.7	2.7	2.6	3.4	1.8
CTDI _w (mGy)	3.9	2.0	19.4	17.7	34.5	4.7

Table 2: The CBCT dose table.
The default calibrated CBCT modes along with their associated dose values (±10%)

Varian Customer Technical Bulletin
OBI Dose Tables for kV Single Images and kV CBCT Images

Osaka General Medical Center



- 放射線治療領域でのCBCT線量評価
- 放射線治療におけるCBCTの利用と背景
 - リニアック搭載型のCBCTの線量評価の課題
 - 実機における測定例
 - 今後の課題
- Osaka General Medical Center

ファーマ形線量計を用いたI'mRTファントム内の吸収線量

ファーマ形線量計

PTW 30013 (0.6 ml)

線量検証用ファントム

IBA Dosimetry I'mRTファントム

Osaka General Medical Center

ファーマ形線量計を用いたI'mRTファントム内の吸収線量

$$D_W = M_{phant} \cdot N_0 \cdot CF_{Farmer, N_0} \cdot W/e \cdot (\mu_{en}/\rho)_{Water, air}$$

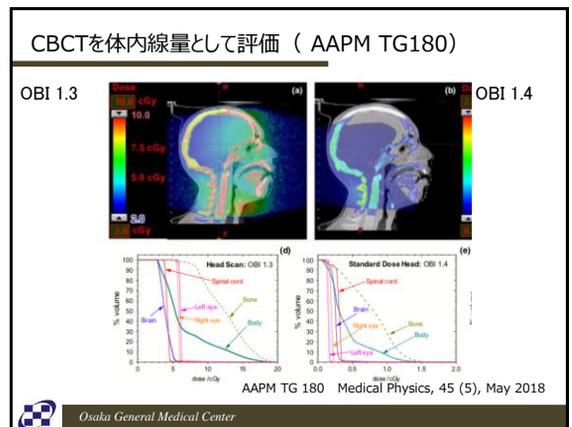
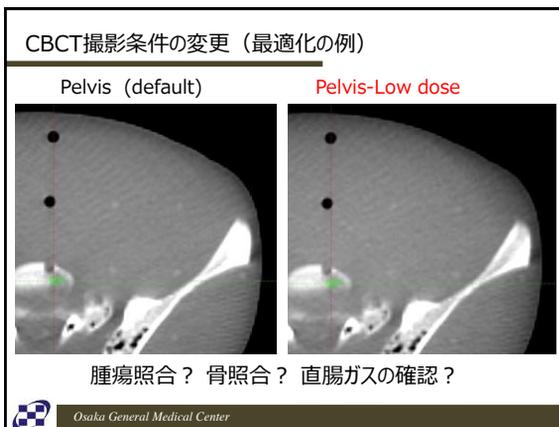
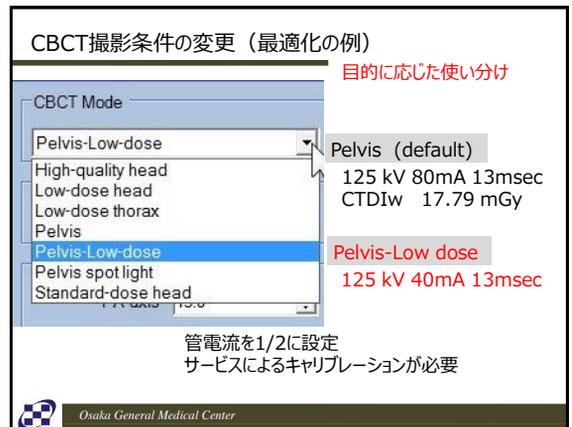
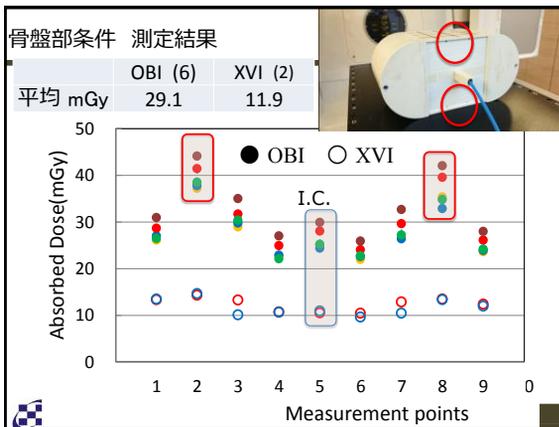
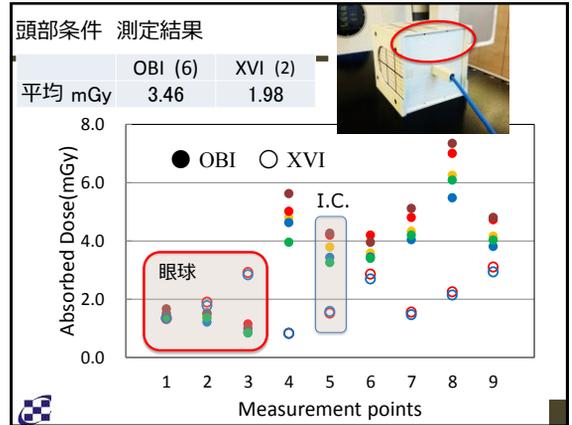
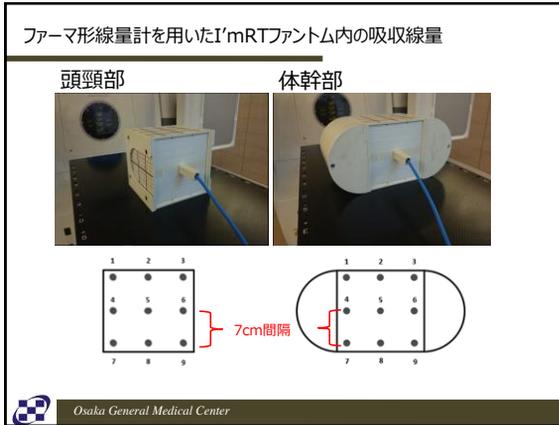
診断用 DC 300 (3.0 ml)

治療用 30013 (0.6 ml)

校正定数 (40 keV)
 $N_0 = 2.80E+5$ (C/kg)/C

電離量比 (0.199) より算出
 $CF_{Farmer, N_0} = 5.029$

Osaka General Medical Center



医療法改正(2020年) 医療被ばくの線量管理・記録

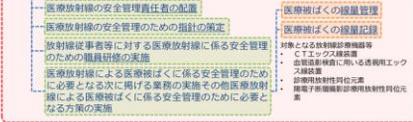
医療法における医療放射線に係る安全管理の分類

○ 医療放射線に係る安全管理は、管理者が確保すべき安全管理の体制の1つとし、体制の確保に当たっての講じるべき措置を定める。

管理者が確保すべき安全管理の体制
(規則第1条の11)

- 院内感染対策 (規則第1条の11第2項第1号)
- 医薬品に係る安全管理 (規則第1条の11第2項第2号)
- 医療機器に係る安全管理 (規則第1条の11第2項第3号)
- 高難度新規医療技術等 (規則第1条の11第2項第4号)
- 医療放射線に係る安全管理

被ばく線量情報の提供
を新たに規定



<http://www.nsr.go.jp/data/000235876.pdf>



Osaka General Medical Center

まとめ

- CTDI測定についてはConeBeamへの対応を考慮
- メーカーの参考線量 (CTDI) については実測で確認できた
- 放射線治療におけるツールでの測定も可能
- デフォルトの撮影条件を検討し、各施設での最適化が必要
- 今後、法令においても線量管理が要求される

ご清聴ありがとうございました。



Osaka General Medical Center

第 62 回学術大会
学術セミナー I

達人に聞く！私の考える学術研究のコツ

大阪滋慶学園 星野 貴志

2018年11月24日
近畿支部 第62回学術大会【聞き手とつなぐ】学術セミナー I

私の考える 学術研究発表のコツ

大阪ハイテクノロジー専門学校
診療放射線技師学科
星野 貴志



はじめに

・ 研究の目的

- なんらかの知見や発表により社会に貢献すること
- 間接的または直接的に臨床の質向上に寄与する

・ 研究においては

- 多くのエビデンス（論文）に支えられる事実を重要視
- 病院施設ごとの特殊事情は低い位置づけ
- 多くの人からの評価後に認められた結果を重視

市川勝弘，臨床研究の進め方（基礎と臨床）

研究成果を発表する

社会に問いかけ，
研究の問題点や正当性を確認する



研究論文への大きな前進

市川勝弘，臨床研究の進め方（基礎と臨床）

プレゼンテーションの評価

良いプレゼン

- | | | |
|------------------------|---|---------------|
| 良い評価を得た | → | 研究内容を理解してもらえた |
| 悪い評価を得た
(問題点を指摘された) | → | 研究内容を理解してもらえた |

悪いプレゼン

- | | | |
|-------------------------------|---|------------------|
| 悪い評価が得られなかった
関係ない指摘や質問を受けた | → | 研究内容を理解してもらえなかった |
|-------------------------------|---|------------------|

市川勝弘，臨床研究の進め方（基礎と臨床）

プレゼン資料の役割

- ・ 情報を整理し，聞き手にストレスを与えず効果的に伝える。
- ・ 聴講者に興味を持ってもらう。

研究発表でたくさんの情報を
正確に伝えるためにはテクニックが必要

高橋佑磨，他．伝わるデザインの基本，技術評論社 2016．

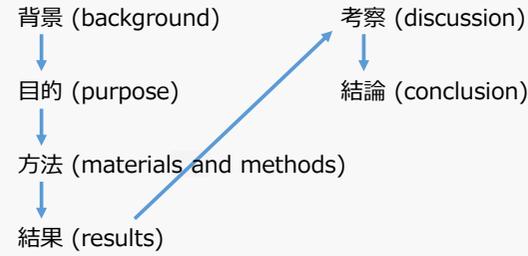
効果的なプレゼンのために

・ ストーリー構成

・ スライド構成

- フォントの選定，使い方
- 行数，行間，改行
- レイアウト

ストーリー構成



研究発表では、結果だけでなく
研究全体のストーリーも魅力的に見せる必要がある

背景 background

Background 1/2

- MSCT を用いた CTA は下肢末梢動脈領域において、スクリーニングから術前検査に至るまで広く用いられている。
Portugaller HR, et al. Eur Radiol 2004; 14: 1681-1687.
Willmann JK, et al. Radiology 2005; 236: 1083-1093.
- 下肢末梢動脈内の血流速度には個人差を認め、特に PAOD 疾患において差が大きい。
Agee OF, et al. A.R. 1969; 107 (4): 860-865.
T. Srinapitsith, et al. JCCT 2010; 4: 173-178.
- 近年の多列化された MSCT により、撮影時間が短縮されているため、造影剤を撮影が追い越す現象が生じることがある。
Fleischmann D, et al. Radiology 2005; 236: 1076-1082.
Nakaya Y, et al. Eur J Radiol. 2011; 79: 272-276.

分野の問題点

MSCT: Multi-slice computed tomography, CTA: computed tomographic angiography
PAOD: peripheral arterial occlusive disease

背景 background

Background 2/2 問題に対する先行研究



- 造影剤追い越し対策
 - 注入時間を延長させ、遅いテーブルスピードで撮影
Fleischmann D, et al. Radiology 2005; 236: 1076-1082.
 - 末梢（膝関節レベル）でモニタリング
Nakaya Y, et al. J Comput Assist Tomogr 2011; 33(1): 20-25.
 - 2部位で test bolus を行い造影剤通過時間を測定し、通過時間に合わせて撮影。
T. Laswed, et al. Eur Radiol 2008; 18: 263-272.

造影剤投与量や被ばく線量の増加が問題

先行研究の問題点

目的 purpose

Purpose

下肢 CTA における造影剤通過時間を考慮した新しい撮影法を開発し、その有用性を検証する。

この発表で何を伝えたいのか
できるだけ明確に！

- ~~○○を計測した。~~
- ~~△△を比較した。~~
- ~~◇◇の視覚評価を行い～~~

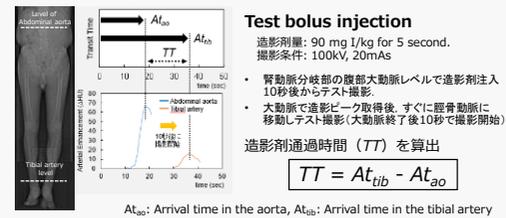
目的は結論と整合！

方法 materials and methods

Methods and materials

1) Transit time (TT) measurement

Test bolus を行い、腹部大動脈と脛骨動脈における造影剤到達時間を測定。



図表を使ってシンプルに

方法 materials and methods

方法 (使用機器)

- ファントム
 - 放射線学ファントム
 - Image J (National Institutes of Health)
 - 統計処理ソフト
 - SPSS version 11 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA)
- 評価対象
 - FBP画像と等サイズ (SD=30) の各径画像
 - 形状再現性の評価方法
 - At₀到達時の形状再現性
 - 縦向きファントムの形状が保たれているか評価
 - VR画像の視覚評価
 - 造影剤到達位置が正確に再現されているか評価

撮影条件

- 管電圧: 120kV
- 回転速度: 0.5sec
- slit factor: 1.5 (TOSHIBA 0.80k, PHILIPS 0.80, GE 0.80)
- 造影剤注入位置: 腹部大動脈
- SIEMENS 0.6mm, TOSHIBA 0.5mm, PHILIPS 0.62mm, GE 0.62mm
- 高橋正樹: 造影剤通過時間
- SIEMENS FBP 300, SIEMENS DC TOSHIBA F13, PHILIPS B1
- DFOV: 100mm

修正前

使用機器スライドは
使用しない！

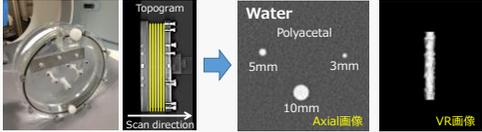
方法 materials and methods

Methods and materials

修正後

形状再現性の評価方法

- Axial画像の形状再現性
模擬血管ファントムの形状が保たれているか円形度*を用いて評価。
- VR画像の視覚評価
表面形状（凹凸度合い）について評価。



* 高木幹雄, 他. 画像解析ハンドブック, 東京大学出版社1992, 581.

結果 result (表組み)

間違った表組み

メーカー	Sec.	mGy	SD
Siemens	8.31	80	9.9
東芝	14.2	125	12.4
GE	11.4	116	9.1
Philips	9.7	90	10

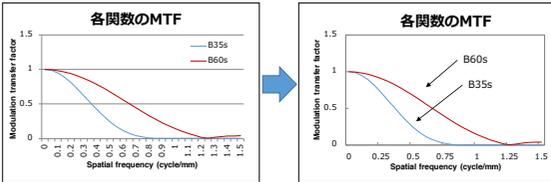
メーカー	Sec.	mGy	SD
Siemens	8.3	80	9.9
東芝	14.2	125	12.4
GE	11.4	116	9.1
Philips	9.7	90	10.8

左端列の項目は左揃え
数値は右揃え
少数点で揃える

メーカー	Sec.	mGy	SD
Siemens	8.3	80	9.9
東芝	14.2	125	12.4
GE	11.4	116	9.1
Philips	9.7	90	10.0

結果 result (グラフ)

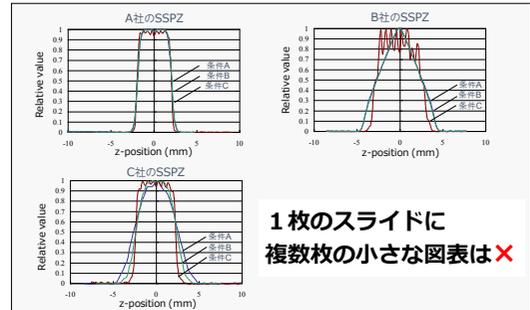
Excel デフォルト



- ・ グラフの四方を囲む
- ・ 凡例は矢印で指し示す
- ・ 引き出し線は規則正しく

藤村一郎, わかりやすいスライド作成より改変

結果 result (グラフ)



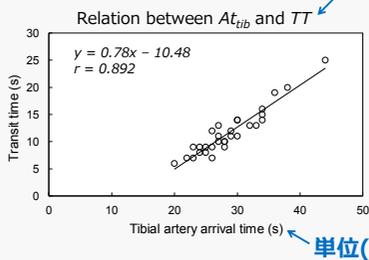
1枚のスライドに
複数枚の小さな図表は×

藤村一郎, わかりやすいスライド作成より改変

結果 result (グラフ)

Results (TT-measurement)

グラフタイトル



単位(SI単位)

あくまでも結果のみを提示。ここで考察はしない。

考察 discussion

Discussion

提案手法の利点をまとめる

- ・ At_{tib} と TT の間には強い相関を認めた ($TT=0.78 At_{tib} - 0.48, r=0.892$).
- その回帰式をもとに脛骨動脈での test bolus のみで TT を推測し, 導き出された TT から撮影時間 (table speed) を最適化する撮影法を考案した。
- ・ 本法を用いることで, 従来法 (BT-method) より動脈内CT値を上昇させることができ, 造影剤の追い越し現象は認めなかった。
- 特に, 脛骨動脈, 足背動脈においてより顕著な変化を認めた。
- ・ short TTの場合に対応するためには, 速い table speed が必要となるため, 高ピッチ, 高速回転が必要となる。
- 装置によっては, 画質が劣化してしまう。
- 造影剤注入時間が25秒なので高速撮影の必要がない?

本研究の限界(limitation)も必ず述べる

結論 conclusion

Conclusion

本法を用いる事により、下肢CTAにおける撮影時間と撮影開始時間が最適化され、下肢動脈の造影効果を向上させることができた。

目的との整合性が重要!!
(俯瞰作業)

ストーリー構成のまとめ

- **背景**
 - 目的に向かってストーリーの幅を徐々に狭める（逆三角形）。
- **目的**
 - この発表で何を伝えたいのかを明確にする。
- **方法**
 - 図を使用しシンプルに。使用機器スライドは使用しない。
- **結果**
 - あくまでも結果のみ、ここで考察はしない。
- **考察**
 - 提案事項の利点をまとめて考察する。
 - 研究の限界（limitation）も必ず述べる。
- **結論**
 - 目的との整合性が重要。



スライド構成

読みやすく

- 可読性：文章が読みやすいか
- 視認性：見た瞬間の認識しやすさ
- 判読性：誤読がないか

フォントや行間、字間などの調整でこれらの要素を高めることが可能

高橋佑磨, 他. 伝わるデザインの基本, 技術評論社 2016.

フォントの選び方

書体の基礎知識

	日本語		英語		
明朝体	MS明朝	字 字	セリフ体	Times	T
	ヒラギノ明朝			Garamond	G
ゴシック体	MSゴシック	字 字	サンセリフ体	Arial	A
	メイリオ			Calibri	C

プレゼン資料にはゴシック体、サンセリフ体が基本

高橋佑磨, 他. 伝わるデザインの基本, 技術評論社 2016.

フォントの選び方

太字, 斜体に対応しているか

	MSゴシック (太字非対応)	メイリオ (太字対応)	Arial (太字非対応)	Segoe UI (太字対応)
オリジナル	太字	太字	Bold	Bold
Power Point上で太字にした場合	太字	太字	Bold	Bold

高橋佑磨, 他. 伝わるデザインの基本, 技術評論社 2016.

フォントの選び方

太字, 斜体に対応しているか

	Century (斜体非対応)	Times New Roman (斜体に対応)	Arial (斜体に対応)
オリジナル	Italics	Italics	Italics
Power Point上で斜体にした場合	Italics	Italics	Italics

高橋佑磨, 他. 伝わるデザインの基本, 技術評論社 2016.

フォントの選び方

和文と英文の組み合わせ

MSP ゴシック (日+英)	70 kVが最も高いCNRを示した。
MSP ゴシック (日) +Arial (英)	70 kVが最も高いCNRを示した。
メイリオ (日+英)	70 kVが最も高いCNRを示した。
メイリオ (日) +Segoe UI (英)	70 kVが最も高いCNRを示した。
Meiryō UI (日+英)	70 kVが最も高いCNRを示した。

大橋一也, スライド作成講座より改変

フォントの選び方

数式や単位などのフォント : Symbol



α β γ δ ε φ γ π ρ σ Σ ± ≤ ≈ ≠
数式と同じフォントで記述するとき使用

市川勝弘, 臨床研究の進め方 (基礎と臨床)

使用するフォントは基本1種類

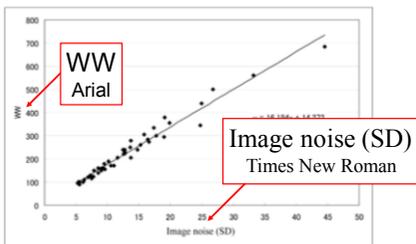


Fig. 2 WW setting by an expert technologist is in proportion to the SD of images.

※日放技学誌

1つのグラフでフォントが違うのは論外

大橋一也, スライド作成講座より改変

行数, 行間, 改行

Background

段落頭のインデントは不要

Multi-slice computed tomography (MSCT) を用いた computed tomographic angiography (CTA) は下肢末梢動脈領域において、スクリーニングから術前検査に至るまで広く用いられている¹⁾。その中で、下肢末梢動脈内の血流速度には個人差を認め、特に peripheral arterial occlusive disease (PAOD) 疾患において差が大きいことが報告されている²⁾。また近年の多列化された MSCT により、撮影時間が短縮されているため、造影剤を撮影が追いつく現象が生じることがある³⁾。

単位等の前には半角スペース

1) Portugaller HR, Schoellnast H, Hausegger KA, et al. Multislice spiral CT angiography in peripheral arterial occlusive disease: a valuable tool in detecting significant arterial lumen narrowing? Eur Radiol. 2004; 14:1681-7.
2) Fleischmann D, Rubin GD. Quantification of intravenously administered contrast medium transit through the peripheral arteries: implications for CT angiography. Radiology 2005; 236: 1076-82.
3) Nakaya Y, Kim T, Hori K, et al. Correlations between aorto-popliteal bolus transit speed and aortic and popliteal bolus transit time during CT angiography of aortic and lower extremity arteries. Eur J Radiol. 2011; 79: 272-6.

引用文献は必要な情報だけ

(例) 筆頭者 et al. ジャーナル名 出版年, 巻, 号, ページ.

行数, 行間, 改行

Background

スペルアウトの注釈はスライド下部へ

Multi-slice computed tomography (MSCT) を用いた computed tomographic angiography (CTA) は下肢末梢動脈領域において、スクリーニングから術前検査に至るまで広く用いられている¹⁾。その中で、下肢末梢動脈内の血流速度には個人差を認め、特に peripheral arterial occlusive disease (PAOD) 疾患において差が大きいことが報告されている²⁾。また近年の多列化された MSCT により、撮影時間が短縮されているため、造影剤を撮影が追いつく現象が生じることがある³⁾。

1行が短すぎる 文中では改行しない

1) Portugaller HR, et al. Eur Radiol 2004; 14:1681-7.
2) Fleischmann D, et al. Radiology 2005; 236: 1076-82.
3) Nakaya Y, et al. Eur J Radiol. 2011; 79: 272-6.

行数, 行間, 改行

Background

MSCT を用いた CTA は下肢末梢動脈領域において、スクリーニングから術前検査に至るまで広く用いられている¹⁾。その中で、下肢末梢動脈内の血流速度には個人差を認め、特に PAOD 疾患において差が大きいことが報告されている²⁾。さらに近年の多列化された CT により、撮影時間が短縮されているため、造影剤を撮影が追いつく現象が生じることがある³⁾。

行間が狭すぎる

MSCT: Multi-slice computed tomography
CTA: computed tomographic angiography
PAOD: peripheral arterial occlusive disease
1) Portugaller HR, et al. Eur Radiol 2004; 14:1681-7.
2) Fleischmann D, et al. Radiology 2005; 236: 1076-82.
3) Nakaya Y, et al. Eur J Radiol. 2011; 79: 272-6.

行数, 行間, 改行

Background

行間 1.2

MSCT を用いた CTA は下肢末梢動脈領域において、スクリーニングから術前検査に至るまで広く用いられている¹⁾。その中で、下肢末梢動脈内の血流速度には個人差を認め、特に PAOD 疾患において差が大きいことが報告されている²⁾。また近年の多列化された CT により、撮影時間が短縮されているため、造影剤を撮影が追い越す現象が生じることがある³⁾。

文章が長い場合は個条書きでまとめる

MSCT: Multi-slice computed tomography
 CTA: computed tomographic angiography
 PAOD: peripheral arterial occlusive disease

1) Portugalier HR, et al. Eur Radiol 2004;14:1681-7.
 2) Fleischmann D, et al. Radiology 2005; 236: 1076-82.
 3) Nakaya Y, et al. Eur J Radiol. 2011; 79: 272-6.

行数, 行間, 改行

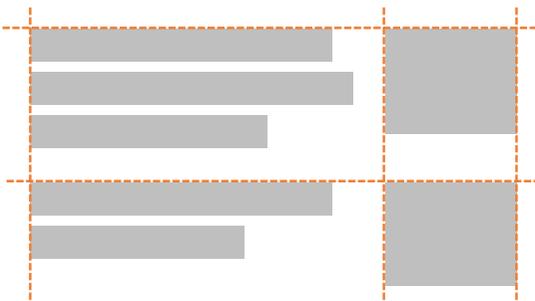
Background

- MSCT を用いた CTA は下肢末梢動脈領域において、スクリーニングから術前検査に至るまで広く用いられている。
Portugalier HR, et al. Eur Radiol 2004; 14: 1681-1687.
 Willmann JK, et al. Radiology 2005; 236: 1083-1093.
- 下肢末梢動脈内の血流速度には個人差を認め、特に PAOD 疾患において差が大きい。
Agee OF, et al. A.R 1969; 107 (4): 860-865.
 T. Srinapishit, et al. JCCT 2010; 4: 173-178.
- 近年の多列化された MSCT により、撮影時間が短縮されているため、造影剤を撮影が追い越す現象が生じることがある。
Fleischmann D, et al. Radiology 2005; 236: 1076-1082.
 Nakaya Y, et al. Eur J Radiol. 2011; 79: 272-276.

MSCT: Multi-slice computed tomography, CTA: computed tomographic angiography
 PAOD: peripheral arterial occlusive disease

見やすいレイアウト

揃えて配置



高橋佑磨, 他. 伝わるデザインの基本, 技術評論社 2016.

内容を整えるコツ

① 結語は何か？

- 1回の発表で言える結語は**1個だけ!**
- 結語を先に決めておくと、ストーリーの流れが作りやすい



内容を整えるコツ

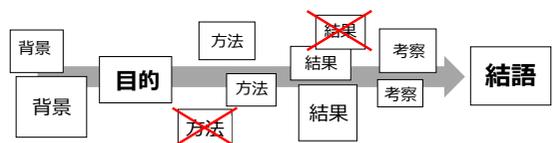
② 文字を削る

- スライドでは口語表現より体言止め
 「～実験を行った」 → 「～実験を実施」
 「～を計測した」 → 「～を計測」
- 文字が多い場合は、図表にできないか？

内容を整えるコツ

③ 内容を削る

- 結語に関係ない内容を削ることでより結語が伝わりやすくなる。
- 多くの情報を盛り込まず、質疑応答用にとっておくくらいの余裕をもつ。



内容を整えるコツ

④ 下調べ（先行研究調査）

- 用意する（読んで理解しておく）
先行研究論文は、**15～20**は必要！
- 大抵の質疑応答には対応可能になる。
- 学会発表と同時に論文化できる。

発表のコツ

- 原稿を作成
 - 説得力のある発表原稿を用意
- とにかく練習（声に出して）
 - 日本語なら**10回**、英語なら**30回**以上
- 原稿は見ない
 - 自身で研究した内容を語れないはずがない。
 - 発表で大切なのは言いたいことを伝えること。

まとめ（良いプレゼンのために）

- ストーリー構成
 - 情報を整理し、聞き手にストレスを与えない
 - **目的と結論の整合性が最重要！**
- スライド構成
 - 効果的なプレゼンに必要なレイアウトのルール
- 研究発表のコツ
 - 結語は何か？
 - 不要な内容や文字を削る
 - 先行研究調査をしっかりと
 - とにかく練習

2018年11月24日
近畿支部 第62回学術大会【聞き手とつなぐ】学術セミナー I

Acknowledgments

市川勝弘
藤村一郎
大橋一也
原 孝則
瓜倉厚志
市川研究室

金沢大学医薬保健研究域保健学系 教授
りんくう総合医療センター
名古屋市立大学病院
中津川市民病院
静岡がんセンター
金沢大学大学院

Department of radiological technologist,
Osaka college of high technology
Takashi Hoshino, R.T., Ph.D.

Let's greet each other with a SMILE
滋慶学園グループ

第62回学術大会
学術セミナーI

達人に聞く！私の考える学術研究のコツ

都島放射線科クリニック 辰己 大作



平成29年度ブラッシュアップセミナー(2017/11/25)
(再演)近畿支部 第62回学術大会(2018/11/24)

学会発表を成功させるコツ ~7分間で伝えるには~
私の考える, 研究・学会発表のコツ



辰己大作
都島放射線科クリニック

www.osaka-igrt.or.jp

目的

私の考える, プレゼンでの留意点を伝える

題材

2014年 JSRT総会 大会長賞プレゼン



ご注意)
しかし... 私の発表が良かったわけではありません。
事前に登録したCyposのみで賞が決まります。
研究内容・スライドの完成度あたりを参考にしてください。

より良い学会発表をするために



より良い学会発表をするために

社下淳次, 白石清二, 藤田志志, 杜川茂樹, 大塚昭博, 中島吉高, 川村義典, 山田勝彦, 土井利雄

学会での発表は、学会誌の論文発表と同様に、学会にとって最も重要な行為の一つです。学会発表の目的は、学会のレベルを高め、最新の研究成果を共有することです。学会発表は、学会の発展に大きく貢献します。学会発表は、学会の発展に大きく貢献します。学会発表は、学会の発展に大きく貢献します。

スライド作成や発表の基本は、**“より良い学会発表をするために”**を参照ください。

スライド作成について

- ① スライドの作成は、発表を成功に導く重要な工程
発表のしやすさは、スライド構成で決まる
- ② 目的, 方法, 結果, 結論を明確に記載 (**最低限**)
- ③ 聞き手が確実にわかるレベルにする
聞き手に伝わらないと意味がない。
簡単すぎるぐらいで丁度いい。
- ④ 聞かなくても、見るだけで内容がわかる (特にCypos)
- ⑤ スライドの見た目がきれいは大切
文字の色, 大きさ, 配置, 空間のとり方...

研究発表について

- ① **プレゼンの内容をしっかりと理解する**
スライド作成時に、発表をイメージして推敲する
- ② **自信をもってプレゼンする**
この研究に関しては、自分が一番知っているはず...
- ③ **自分の言葉で話す**
- ④ **聞き手に伝わるように意識する**
早口, ぼそぼそ, 原稿ばかり見てる ⇒ 伝わらない
重要な場面は、ゆっくりと、はっきりと
主語, 述語を明確に

第70回 JSRT総会学術大会 (2014/4/12)



EOB-MRIを用いた肝SBRTにおける 肝機能低下領域のしきい線量解析



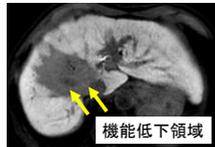
辰己大作^{1,2}, 塩見浩也^{1,2}, 呉隆進¹
正井範尚¹, 井上俊彦¹
都島放射線科クリニック¹
大阪大学大学院医学系研究科²

www.osaka-igrt.or.jp

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、
 ありません

背景

- 肝SBRTにおいて、肝実質に高線量が照射された領域では機能低下を来すことが知られている。
- この肝臓の機能低下領域は、肝SBRT後のフォローアップEOB-MRIで肝実質の信号強度低下として視認できる。
- 肝SBRT後の正常肝の機能低下領域と線量の関係が明確になれば、治療計画の段階で機能低下の範囲を知ることができ、ビームアレンジメント等を行う上で有用な情報を与えられられる。



目的

肝SBRT後のフォローアップEOB-MRIより、正常肝が機能低下を来すしきい線量をLQモデルに基づき推定する。

方法(患者背景)

肝SBRT後、約3か月後にフォローアップEOB-MRIがなされた64症例について調査した。

Characteristics	HCC	Liver metastasis
patients	54	10
Gender, male/female	36/18	7/3
Age(y), median (range)	73 (52-85)	65 (43-78)
Child-pugh score, A/B/C	46/8/0	na
PTV volume(cm ³), median (range)	33.0 (8.7-232.9)	64.4 (8.5-204.5)
Total dose(Gy), median (range)	44.0 (40.0-55.5)	55.5 (48.0-65.0)
Fraction size, median (range)	5 (4-15)	5.5 (4-25)
BED($\alpha/\beta=2$)(Gy), median (range)	223 (158-336)	299 (150-448)
Duration of follow-up MRI (days)	94 (44-294)	102 (52-180)

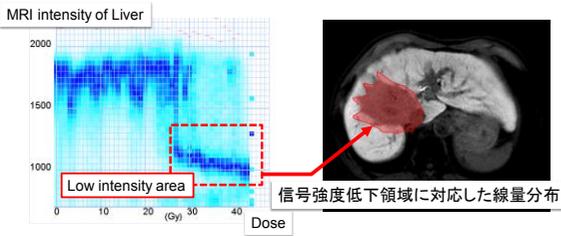
方法(解析手順1)

1) planning
2) irradiation
3) follow-up EOB-MRI
4) image fusion (rigid registration)
(ShioRIS 2.0にて解析)
(肝細胞造影相: 造影剤注入後20分で撮像)

方法(解析手順2)

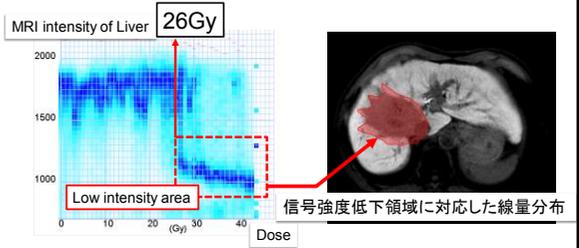
5) Analysis

肝臓のMRI Intensityと線量の関係をグラフ化し、信号強度が低下する領域のしきい線量を求める

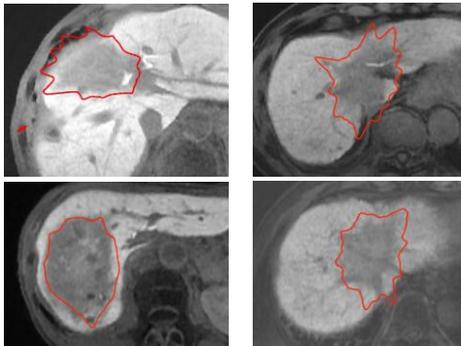


方法(解析手順3)

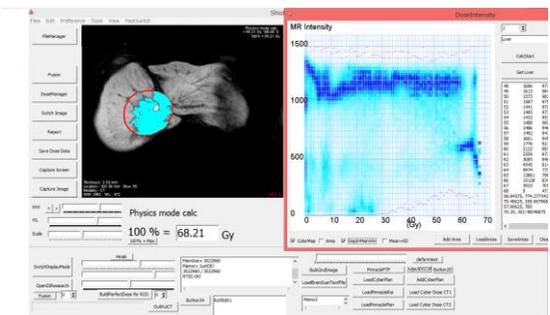
処方線量: 42.5Gy / 5fr しきい線量
 信号強度低下: 26Gy / 5fr ⇒ BED₂ = 93.6Gy



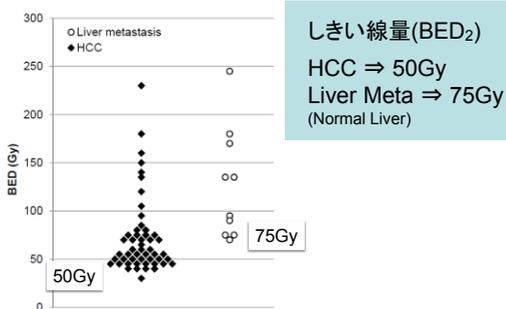
方法(解析例)



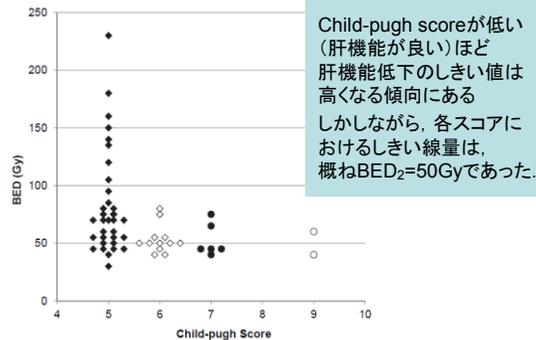
方法(解析例)



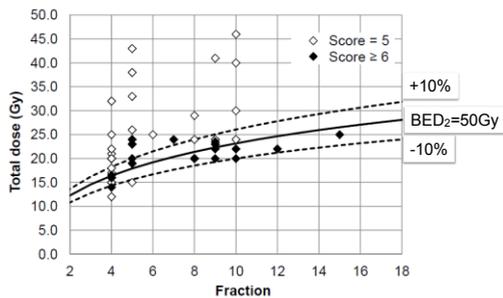
結果(症例別)



結果(HCC: Child-pugh score別)



結果 (HCC: Fraction size別)



Fraction sizeが異なっても、BED₂=50Gyがしきい値

まとめ

- 原発性肝細胞がんで肝硬変を有する症例においては、BED₂=50Gyが肝機能低下のしきい線量であった。
- 肝機能の悪化に伴い、しきい線量は低下する傾向であった。
- 転移性肝がんで肝硬変の無い症例においては、BED₂=75Gyがしきい線量であった。

考察

- 肝機能低下領域は、何%まで許容できるか？
- ⇒ 肝機能低下領域を手術の肝切除領域と同等と仮定して、肝切除による、残存肝臓体積の割合と肝機能不全の関係*は、
 - 正常肝の場合、30%程度残存すれば影響は少ない
 - 肝硬変等では、このしきい値は高くなる傾向にある
 - 60-80%残れば、肝機能不全はまったく起こっていない
- ⇒ BED₂>50Gyの領域を30%以内に抑えることが目安と考える (再照射時には特に注意が必要と考える)

* Schindl MJ et al. : Gut. 2005 54(2):289-96

結論

肝SBRTにおいて、肝機能低下が問題となる肝硬変例のしきい線量はBED₂=50Gyであり、このしきい線量に注意して治療計画を立案する必要がある。

題材プレゼンの良いところ(自己評価)

- ① 論文を書くことを念頭に作成されている
- ② 直感的に内容が面白い
- ③ プレゼンをきれいに作成している

研究内容について

- ① 研究目的と新規性を明確にする
- ② “自分”と“聞き手”が面白いと思える内容か？
自分のモチベーションがあがらない内容は、聞き手も面白くない
- ③ 論文を念頭に置いてデータを取得・作成する
研究の質が向上する

本発表の新規性の説明

EOB-MRIを用いて肝臓の放射線治療後の肝機能低下領域を評価する研究は、小線源治療や粒子線治療において報告されている。しかしながら、X線を用いた肝SBRTにおける報告は少なく、その影響は明らかではない。

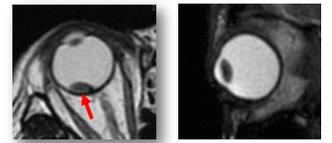
本研究では、様々な処方線量の症例について生物学的効果線量(BED)で評価を行っており、各施設の様々な処方線量に対応できる、正常肝がダメージを受けるしきい線量を推定した点で新規性があるとする。

研究は面白いと思える内容か？

■ 眼球監視下放射線治療

カンファレンスでの意見、要望

- ・眼球の脈絡膜に対して治療したい、精度よく治療できないか？



脈絡膜 悪性黒色腫 ボランティアによる閉眼時の眼球の動き

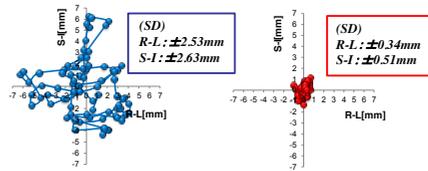
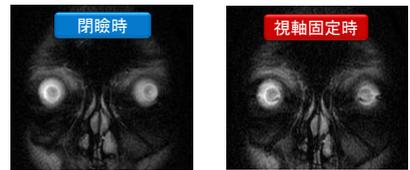
■ 検討、報告、議論：シミュレーションスタッフ

- ・眼を閉じると目が動くので、一点を見てもらい動き抑制しましょう



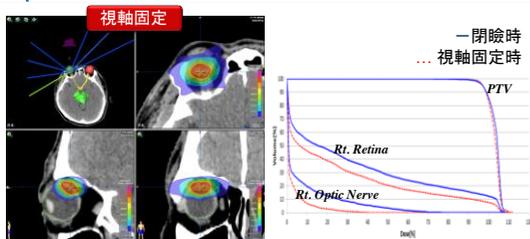
■ 検討、報告、議論：シミュレーションスタッフ

- ・眼球の動きをCine-MRで評価



■ 検討、報告、議論：治療計画スタッフ

- ・眼球の動きを評価し、マージンを検討する



7-field non-coplanar IMRT 60Gy/5fr(100%=12Gy)

■ 検討、報告、議論：照射スタッフ

- ・眼球の動きをカメラでチェックしながら照射を実施



■ 臨床へのフィードバック

- ・治療品質を担保することができた

Inoue T et al. J Radiat Res, Nov.3 2016 (Epub)

目指すは発表の論文レベル品質(1)



第70回 JSRT 総会学術大会 (2014/4/12)

EOB-MRIを用いた肝SBRTにおける
肝機能低下領域のしきい線量解析

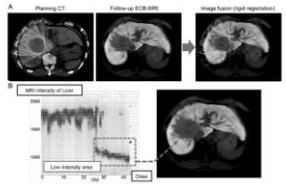
阪己大伴^{1,2}, 塩見浩也^{1,2}, 貞隆達¹,
正井勲典¹, 井上俊彦¹
福島放射線科クリニック
大阪大学大学院医学系研究科¹

Journal of Radiation Research, Vol. 25, No. 3, 2014, pp. 294-299
doi:10.1093/jrr/rru020
Advance Access Publication: 10 March 2014

Journal of Radiation Research

Threshold doses and prediction of visually apparent liver dysfunction after stereotactic body radiation therapy in cirrhotic and normal livers using magnetic resonance imaging

Hiroshi Doi^{1,2*}, Hiroya Shiomi^{1,3}, Norihisa Masai¹, Daianku Tatsumi¹, Takumi Igusa¹, Yushiku Inoue⁴ and Ryeongjin Cho⁵

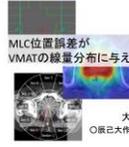


A Planning CT Follow-up EOB-MRI Image Fusion (rigid registration)
B Low intensity area

目指すは発表の論文レベル品質(2)

第67回 技術学会総会 (2011/4/9)

MLC位置誤差が
VMATの線量分布に与える影響について



大阪市立大学医学部附属病院
○阪己大伴, 中田直成, 石井健太郎, 井上誠
市田隆雄, 網野雅子, 三木幸雄

Phys Med Biol, 56(2011)2575-2586
doi:10.1088/0031-9155/56/20/2575

NOTE

Direct impact analysis of multi-leaf collimator leaf position errors on dose distributions in volumetric modulated arc therapy: a pass rate calculation between measured planar doses with and without the position errors

D. Takami¹, M. N. Hussein², R. Nakada³, K. Ishii⁴, S. Tsutsumi⁵, M. Inoue¹, T. Ishida⁶ and Y. Maki⁷

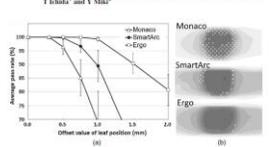


Figure 3. The impact of systematic leaf position errors on VMAT dose distributions among three TPS. (a) Measured dose distributions being compared with and without the systematic leaf position errors. Pass rates are calculated under the criteria of dose difference of 2% and an

まとめ(特に重要なこと)

- ① 研究の新規性, 面白さ, 目指すは論文レベル品質
- ② 伝わることが重要. 簡単ぐらいが丁度いい
- ③ プレゼンの見た目がきれいは大切
- ④ プレゼンの内容をしっかり理解する
- ⑤ 自信をもって, 発表する
- ⑥ 何回も発表して経験を積む



第62回学術大会
学術セミナーⅡ

学会の倫理規程について

大阪大学医学部附属病院 松澤 博明

学会の倫理規程について

大阪大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門
松澤 博明

さて、倫理とは？

倫理：

- ・人として守り行うべき道.
- ・善悪・正邪の判断において普遍的な規準となるもの.
- ・道徳. モラル.

(デジタル大辞林より)

すべてのことに共通している



さて、研究倫理とは？

倫理：

- ・人として守り行うべき道.



研究倫理：

- ・研究者として守り行うべき道.
- ・正しいこと、不正なことの判断規準



様々な倫理

- 生命倫理
人の命の尊厳を保つために必要な倫理
- 職業倫理
ある特定の職業に限定して必要な倫理
- 企業倫理
企業として守るべき倫理
- 研究倫理
研究を行う上で遵守すべき倫理
研究の観点から「やってはいけないこと」を明文化したもの

例えば、こんな場合・・・

足の悪い患者さまでも
安全に撮影できる補助具
を思いついた・・・!



この補助具の良さを広めよう!
患者さまで補助具ありとなして
撮影して発表しよう!

少しでも患者さんのために
なることをいつも考える.

→職業倫理的にOK



研究発表のために無用の
被ばくを追加する.

→研究倫理的にNG

ナチスドイツによる人体実験

- | | |
|----------------|------------------|
| (A)超高度実験 | (I)断種実験 |
| (B)低体温実験 | (J)発疹チフス等実験 |
| (C)マラリア実験 | (K)毒物実験 |
| (D)毒ガス実験 | (L)焼夷弾治療実験 |
| (E)サルファ剤治療実験 | (M)ユダヤ人骨標本コレクション |
| (F)神経の再生、骨移植実験 | (N)結核患者の大量殺害 |
| (G)海水飲用実験 | (O)障害者の「安楽死」 |
| (H)流行性黄疸(肝炎)実験 | |

ニュルンベルグ国際軍事裁判 (1947年8月)

- ・ナチスの人体実験に対する裁判: 被告23名(うち20名が医師)
- ・判決: 「戦争犯罪」「人道に反する罪」など4罪→すべて有罪



ニュルンベルグ綱領 (Nuremberg Code)



(Wikipedia)

- ・道徳的, 倫理的, 法的理念を満足させるための基本原則
- ・研究目的の医療行為に対して10項目を設定

ニュルンベルグ綱領

- ① 被験者の **自発的な同意** が絶対不可欠である. 自由意思で選択できること, 実験について **十分知らされていること** を含む
- ④ 不必要な身体的・心理的苦痛を避ける
- ⑥ リスクが利益を上回ってはいけない
- ⑨ 被験者はいつでも **自由に実験を中断** できる
- ⑩ 被験者に **傷害・障害・死** を引き起こすと予測できる場合, 実験者はいつでも実験を **中断する用意がある**

医学研究の倫理規範

- **ヘルシンキ宣言 (1964年 世界医師会)**
⇒ 全世界的な人を対象とする **医学研究の倫理規範**
- **人を対象とする医学系研究に関する倫理指針**
(2014年 厚生労働省)

人を対象とする医学系研究に関する倫理指針

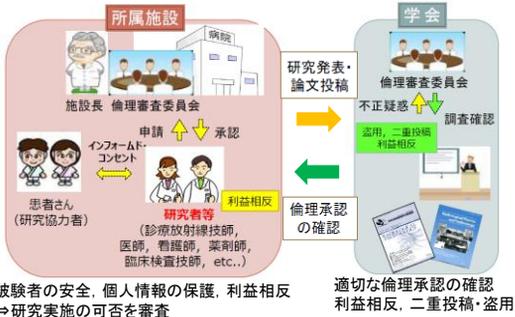
(2014年 厚生労働省)

ヘルシンキ宣言に基づいて策定
人間の尊厳及び人権が守られ, 研究の適正な推進を図ることが目的

- ① 社会的及び **学術的な意義を有する研究** の実施
- ② 研究分野の特性に応じた **科学的合理性** の確保
- ③ 研究対象者への負担並びに予測される **リスク及び利益の総合的評価**
- ④ 独立かつ公正な立場に立った **倫理審査委員会による審査**
- ⑤ **事前の十分な説明** 及び研究対象者の **自由意思による同意**
- ⑥ 社会的に弱い立場にある者への特別な配慮
- ⑦ **個人情報等の保護**
- ⑧ 研究の質及び **透明性の確保**



所属施設と学会の倫理審査の役割の違い



研究計画書

まずは所属施設へ提出

【様式1】 研究計画書

研究計画書

※提出日時
※受付番号

平成 年 月 日

XXXX 病院
施設責任者 XX XX 様

所 属 _____
職 名 _____
申請者氏名 _____ 様

このたび, 以下の内容で研究を行いますので, 以下の通り計画書をご提出いたします

研究計画書		
研究代表者	氏 名	職 名
所 属		
連絡先	電話番号	E-mail
共同研究者 (研究分担者)		
氏 名	職 名	所 属

研究計画書

まずは所属施設へ提出

研究の目的 書かれたらまで研究実施等
研究の方法
研究を実施する場所 1)
2)
期待される成果
本研究の倫理的妥当性

研究計画書 -研究協力依頼書-

〇〇病院 〇〇部
研究協力依頼書

倫理承認番号 第 XXX 号

研究課題名「 _____ 」

この研究協力依頼書は、貴院の表記に示す研究課題への研究協力者としての参加を依頼するものです。本研究チームの1員が貴院に対し、研究の内容やどういったことが貴院に影響を与えるかについて説明を行います。その中には、研究の手順、貴院の研究への参加によるリスクと利益、そして貴院の個人情報などがどのように守られるかが含まれます。内容について質問があれば遠慮なく尋ねてください。そして、本研究に研究協力者として参加するかどうかを決定していただき、これらの手順はインフォームド・コンセントと呼ばれているものです。そして、貴院が本研究への参加について同意される場合には、末尾に示す同意書に署名をしてください。

1. 研究の目的
本研究は、
(研究の目的、方法、得られる成果を簡潔に述べる)

まずは、協力を依頼する！

研究計画書 -同意書-

〇〇病院 〇〇部
研究協力同意書

倫理承認番号 第 XXX 号

研究課題名「 _____ 」

主眼
本研究プロジェクトの内容とその実施に係る手順についての説明を受けました。本研究によって得られる可能性のある事項とそれらが確定したものでないことを理解しました。本研究に研究協力者として参加することに同意し、私が署名した同意書のコピーを受け取ります。

私、_____ は、本研究に研究協力者として参加することに同意します。私はこの研究への参加がボランティアであること、また、この研究への参加を希望しない場合は署名を必要としないことを理解しました。

署名
日付 年 月 日 時間 午後/午前 時 分

研究内容の説明者
私は _____ に対し、この研究の目的と実施に係る手順について説明した。私は _____

次に、同意を得る！

研究計画書 -撤回書-

〇〇病院 〇〇部
研究協力同意の取り直し通知書

倫理承認番号 第 XXX 号

研究課題名「 _____ 」

主眼
私、_____ は、貴院、本研究プロジェクトの内容とその実施に係る手順についての説明を受け、撤回した。本研究プロジェクト外に参加する上に同意しましたが、研究参加への同意を撤回します。

署名
日付 年 月 日 時間 午後/午前 時 分

研究内容の説明者
私は上記の研究参加への取り直しを希望し、訂正し、

研究内容の説明者の署名
日付 年 月 日 時間 午後/午前 時 分

途中で、辞めれますYo！

オプトアウト

オプトアウト

- インフォームドコンセント(IC)を得る代わりに、研究の概要を知らせ、協力したくない人に拒否権を持たす。
- 所属施設のHPなどで、公開する。
- ほとんどの研究対象者が同意するであろうと考えられる場合に用いられる。

↓

オプトアウトで良いかは、施設の倫理委員会や施設長が判断する

【個人情報の取り扱い】
本研究は大阪大学のみで実施されます。画像データやその他情報は匿名化により厳重に保護・管理されます。本研究に関わる個人情報は研究成果の発表時も含め、外部に公開されることは一切ありません。

【その他】
本研究は過去に取得した既存画像を利用するため、患者さん新たな検査や治療の追加、費用負担が発生するとは一切ありません。

【問い合わせ先】
ご希望に応じ、他の患者さんの個人情報保護や本研究に支障がない範囲内で、この研究に関する資料を入手することができます。また、本研究への参加は任意であり、拒否することもできます。なお、研究協力を拒否された場合においても、当院での診療において不利益を蒙ることは一切ありません。ただし、すでに研究成果が学会や論文などで公開されている場合はデータを破棄することができません。対象症例に該当する患者さんの中で本研究への参加拒否をご希望される方は、下記の研究責任者までご連絡ください。

大阪大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門 診療放射線技師
松澤 博明 (研究責任者)
TEL: 06-6879-6812

患者さんに拒否権があることを公開する

技術学会の倫理規程が対象とする研究倫理

- 研究発表や論文投稿を行う際に、会員が所属する施設において、その研究が倫理的に問題ないことの承認（または、承認不要の判定）が得られているかを確認する
- 研究発表や投稿論文が盗作や二重投稿である疑いが生じた場合にそれを調査し、事実確認を行う
- 研究発表や投稿論文に関して、利益相反についての情報が正しく開示・公開されているかを管理する

放射線技術学で取り扱う研究の分類

- 疫学研究
既に存在するデータを解析し、統計的性質や診療に与える影響について明らかにすることを目的とした研究
- 臨床研究
医療における放射線技術学の診断方法及び治療法の改善、患者の生活の質の向上を目的として実施される研究
- 技術研究 ⇒ **基本的に倫理審査は不要!**
ファントムを用いた実験や、線量測定、画質評価、撮影条件の横断調査など、**人の医用画像や診療情報を用いず**、主に物理的な事実を検証し、その理解を広めることを目的とする研究

倫理承認申請が免除される研究例

- ファントム実験による診療用X線装置(FPD,CR等)の物理特性評価(視覚評価を含めていない)
- 放射線業務における感染予防マニュアルの作成
- 本学会の標準画像データベースを使用した肺結節検出のコンピュータ支援診断技術の開発
- IVRのナビゲーションシステムの開発(臨床試験なし)
- 文献調査(メタ解析)

研究開始時点で倫理承認申請が必要な研究例

後ろ向き研究(Retrospective study)
臨床業務の中で得た**既存の情報**を使用する研究

- RISに保存された患者診療情報を用いた患者動線の解析
- 放射線業務におけるインシデントの解析と予防法に関する研究
- 乳がん放射線治療患者の線量評価
- 肝デジタルマンモグラフィ導入前後の乳がん検出率の変化
- CR撮影における再撮影率の評価

既にあるデータ使って始めていいですか～?

研究計画時点で倫理承認申請が必要な研究例

前向き研究(Prospective study) & 観察者実験
研究のために**新たに情報**を収集する研究

- 肝腫瘍の良悪性鑑別における新しい撮像シーケンスの有用性の臨床評価
- 小児CT撮影における被ばく線量低減撮影の臨床応用
- 検査待ち時間に対する患者の満足度アンケート調査
- IVR撮影時の被ばく低減における低コントラスト分解能の視覚評価(診療放射線技師による観察者実験)

これから研究データ集めてよろしいか～?

観察者実験について

観察対象は何ですか？

- 患者の臨床画像
⇒ 倫理承認が必要

※本学会の標準画像データベースは対象とならない

- ファントム画像
⇒ 観察者全員から事前にインフォームド・コンセントを得ており、個人名も特定できないなら承認免除




応募演題の倫理に関する質問

(第46回 日本放射線技術学会秋季学術大会募集要項)

設問A: 応募演題における研究では、研究協力者（患者またはボランティア）に対し、研究を目的とした**侵襲的な行為**（放射線被ばく、肉体的・精神的苦痛を伴う行為、薬剤等の投与）を行っていますか。

- 1: 侵襲的な行為は一切行っていません。 → 設問 (B) へ
- 2: 侵襲的な行為を行っている。 → 設問 (E) へ

設問B: 応募演題における研究に関して、当該施設において倫理承認を得ましたか。

- 1: 承認を得た。 → 設問 (C) へ
- 2: 承認を得ていない。 → 設問 (D) へ
- 3: 当該施設の倫理委員会に承認申請したが、審査免除（または審査不要）と判断された。

設問C: 倫理承認の種別についてお答えください。

- 1: 当該施設の倫理委員会で承認を得た。
- 2: 当該施設に倫理委員会が存在しないので、同等の役割を持つ責任者あるいは施設長から、承認を得た。
- 3: その他 ()

設問D: 応募演題が当該施設において倫理承認を得ていない理由についてお答えください。

- 1: 応募演題は、本学会倫理規程ガイドラインにおいて区分される**技術研究**に該当し、観察者実験も本研究に含まれていない。
- 2: 応募演題は、本学会倫理規程ガイドラインにおいて区分される技術研究に該当する。また、観察者実験が本研究に含まれるが、実験データを利用し研究発表を行うことに関して観察者全員から事前に**インフォームド・コンセント**を得ている。さらに、発表に際しては観察者の個人名が特定できないように配慮する予定である。
- 3: 動物実験なので、施設の動物実験規則に基づき実施した。
- 4: その他 ()

設問E: 本学会では、原則として、研究協力者（患者またはボランティア）に対し、研究を目的とした**侵襲的な行為**（放射線被ばく、肉体的・精神的苦痛を伴う行為、薬剤等の投与）を行う研究を原則として認めていませんが、当該研究が当該施設の倫理承認を得た上で、以下に示す3つの条件を満たしていると本学会の倫理審査委員会が認める場合に限り、本学会での研究発表を許可しています。

- 1) 医学的妥当性 医学の発展にとって、その研究が必要であること
- 2) 方法学的特殊性 研究協力者に対する侵襲的な行為以外に選択肢がないこと
- 3) 正確なインフォームド・コンセントの取得: 侵襲行為に関わる被ばく線量や生物学的影響等の正確なデータを提示した上で、被験者から得られたものに限る

倫理承認の有無と、上記の3項目のそれぞれについて、以下に記述してください。

- 1: 倫理承認の有無 ()
- 2: 医学的妥当性 ()
- 3: 方法学的特殊性 ()
- 4: インフォームド・コンセントの内容 ()

倫理承認を得ているのに不採択？

- 技術学会のルール
研究協力者の生命・健康、プライバシーおよび尊厳の保護
医療機関の**倫理審査委員会の承認の有無に関わらず**、協力者に対して、**不利益となる被ばく**、過度な肉体的苦痛、または、不必要な薬剤投与等の**侵襲的な行為**を課してはならない。

- ✗ ボランティアに対する放射線被ばく、RI投与を伴う研究
- ボランティアに対するMRI、超音波装置を用いた研究

技術学会の倫理審査を理解するポイント

- 倫理委員会への申請の要 or 不要の判断は？
患者の個人情報やボランティアを含む研究
>>>> 倫理承認必要
技術研究（観察者実験はファントムのみ）
>>>> 倫理承認不要
- 倫理承認を得ていれば全て採択されるのか？
No !! 学会ごとのルールで、不採択になるケースもある
技術学会では、ボランティアに対する放射線被ばくはNG



技術学会の倫理審査

● 詳しい説明は、学会HPより入手できます！

倫理規程

- 倫理規程【英語版はこちら】
- 研究の倫理審査における倫理規程の運用内規
- 【参考】倫理規程の適切な取り扱いのためのガイドライン

倫理規定

もし、倫理審査のことで相談したいときは？

○ 倫理審査相談員 近畿支部担当

- 福西 康修 (彩都友協会病院)
- 中前 光弘 (奈良県立医科大学附属病院)
- 南部 秀和 (近畿大学医学部奈良病院)
- 櫻山 和幸 (大阪急性期・総合医療センター)
- 松澤 博明 (大阪大学医学部附属病院)
- 前田 富美恵 (京都市立病院)
- 京谷 勉輔 (神戸大学医学部附属病院)
- 辰己 大作 (都島放射線科クリニック)

○ 相談員連絡先: rinri@jsrtkinki.jp

会員番号、氏名、施設名、メールアドレス、相談内容を記載して下さい。

研究発表の倫理審査の例

① 3Dプリンタを用いて、患者の臨床CT画像からファントムを作成し、個々の患者の体型を加味した被ばく線量測定を行った。倫理承認は得ていない。

(判定) **×** 患者の臨床CT画像を用いている

研究発表の倫理審査の例

② 3Dプリンタを用いて、研究者自身のCT画像データよりファントムを作成し、個々の患者の体型を加味した被ばく線量測定の可能性を検討した。倫理承認は得ていない。なお、研究者のCT画像は、以前に臨床で撮影したデータを流用したものである。

(判定) **×** 研究者自身であっても、患者の臨床CT画像

研究発表の倫理審査の例

③ 複数の患者の臨床CT画像より平均的な体型を割り出し、3Dプリンタを用いてファントムの作成を行った。このファントムを用いて被ばく線量測定的基础実験を行った。倫理承認は得ていない。

(判定) **△** 臨床CT画像であるが患者の個人情報との関連が無い。しかし、倫理審査を通すことが推奨される

研究発表の倫理審査の例

④ 3Dプリンタを用いて、ボランティアのCT画像データよりファントムを作成し、個々の患者の体型を加味した被ばく線量測定の可能性を検討した。倫理承認は得ており、被ばく線量もかなり低線量に抑えて撮影を行った。

(判定) **×** ボランティアへの放射線被ばく倫理承認に関係なく不採択

研究発表の倫理審査の例

- ⑤ 救急患者のCT撮影において、稀な症例を経験した。造影タイミング、撮像方法等について、他施設でも役に立つと考えたため、症例報告を行う。倫理承認は得ていない。



(判定)

- ✗ 一般的には個人情報保護に留意すれば、症例報告は倫理審査が義務付けられていない。しかし、技術学会では症例報告を特別なジャンルとして位置付けておらず、倫理審査が必須となっている

研究発表の倫理審査の例

- ⑥ 一般撮影において肩関節撮影の補助具を開発したので報告する。倫理承認は得ていない。



(判定)

- 補助具の紹介のみなら倫理承認不要
✗ 患者データを用いて補助具の評価を行っているなら、倫理承認が必要
(※ここでは研究の質は考慮していない)

研究発表の倫理審査の例

- ⑦ 臨床のCT画像データを用いて、体厚と画質の関係よりCT撮影条件の再評価を行った。現在、倫理審査中である。



(判定)

- ✗ 倫理承認は研究開始時点に得る必要がある演題登録時点では不採択になる

研究発表の倫理審査の例

- ⑨ MRIで正常被験者頭部でのT1値の変動を測定を行った。T1値測定にはIR法を使用し、TR 5000[ms]、TE 10[ms]、TI 50~3500[ms] 12点、Matrix 128×128、NSA 1、測定回数5回、Total Scan Time: 5s×128×12×5=38400s、約10時間36分の測定を行った。施設の倫理承認は得ている。



(判定)

- △ or ✗ ボランティアに対し、過大な身体的負荷をかけた場合、不採択になる可能性がある

なんとなく分かってきたかな？



ゆるキャラグランプリ2018

27位 まあまあ、おめでとう！！



ワニ博士



不正行為

不正行為

二重投稿はダメ!!

- **捏造** Fabrication
 - 存在しないデータ, 研究結果を作成すること.
- **改ざん** Falsification
 - 研究資料・機器・過程を変更する操作を行い, 結果等を申請でないものに加工すること.
- **盗用** Plagiarism
 - 他の研究者のアイデア, 分析, 解析方法, データ, 研究結果, 論文又は用語を当該研究者の了解もしくは適切な表示なく流用すること.

不正行為

- **二重投稿の禁止**
 - 既発表の論文, または投稿中の論文と本質的に同じ論文を投稿する.
 - 既発表の論文と本質的に同じ内容の演題を本学会の学術大会等に応募する行為.

利益相反

利益相反について

Conflict of interest: COI



こんな場合は利益相反

研究関連企業より

- 学会発表のための旅費を受け取った.
- 研究に必要な実験器具や装置, 試薬を提供された.
- 自施設のデータを, 新しい画像処理をしてもらった.
- 共同発表者の中に, 企業の社員が含まれている.
etc.

企業に有利な結果を発表したと誤解される可能性がある

こんな場合は利益相反ではない

- 科研費などの公的機関からの競争的資金
- 無償で提供された装置、薬品等であっても、当該研究機関だけでなく、どの研究機関でも同様に提供されている場合

etc.

→公開するほうが望ましい

利益相反とはいえ

利益相反あり=× ではない！



開示さえすれば、問題なし！

発表スライドで宣言すればOK

利益相反がない場合

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、

ありません

Disclosure of conflict of interest

We have nothing to declare for this study.

利益相反がある場合

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、

あります

本研究(の一部)はXXXXX(助成金No. XXXXX)の支援を受けた。

発表者AAとBBは、XXXXX(企業名)に属する社員である。

使用した装置(CC)は、XXXXX(企業名)から提供されたものである。

最後に…

倫理審査のための研究計画書

研究計画書 _____
バカ田大学 松澤博明

と、かけまして～

倫理審査のための研究計画書

研究計画書 _____
バカ田大学 松澤博明

と、かけまして～

ママのおっぱい

と、説きます。



倫理審査のための研究計画書

研究計画書 _____
バカ田大学 松澤博明

と、かけまして～

ママのおっぱい

と、説きます。

どちらも

申請時（新生児）には必要です！(〇) /



第62回学術大会
学術セミナーⅡ

論文塾成果発表

滋賀県立総合病院 西谷 拓也

論理規程・論文塾成果発表

放射線治療計画における
金属アーチファクト低減処理によるCT画像の改善
-輪郭抽出精度と線量計算の基礎的検討-

滋賀県立総合病院 放射線部
西谷拓也

2018.11.25 第62回近畿支部学術大会 【論理規程・論文塾成果発表】

論文を書くキッカケ

- × 金属アーチファクトについての発表
 - + 2014年 JSRT第42回秋季学術大会(北海道)
 - + 2015年 放射線治療かたろう会
Preかたろう会
 - + 2016年 JSRT第72回総会学術大会(横浜)
 - + 2017年 JSRT第45回秋季学術大会(埼玉)
- × 毎年同じ研究テーマで発表を行っていた
- × 周囲から論文を書く事をすすめられた

論文を書こう...かな

しかし

- × 今まで論文を書いた事がない
- × 自分の研究が論文にできるかわからない
 - + 学会発表で座長推薦をもらったわけでもない



とりあえず論文塾に参加してみよう

論文塾

- × 全3回(6月、11月、2月)
 - + 各モダリティごとにレクチャーを受ける
 - + 論文塾以外でもメールでやり取り
 - + 他のモダリティの方からも意見がもらえる

この研究内容は
論文にできる！
とってもらえたことが自信になった



論文の書き方①

- × 論文の目次を作る(論文の骨組みを作る)

緒言

1. 方法

1-1. ファントム撮影と解析

1-2. アーチファクトの定量化

1-3. CT値の再現性評価

1-4. 輪郭抽出精度の検証

1-5. 線量計算精度の検証

2. 結果

2-1. アーチファクトの定量化

2-2. CT値の再現性評価

2-3. 輪郭抽出精度の検証

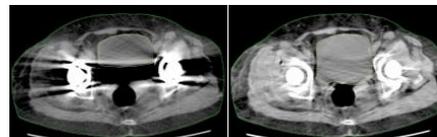
2-4. 線量計算精度の検証

3. 考察

4. 結語

論文の書き方②

- × 図、グラフ、表の選択とその説明(参考文献の検索)



(a)SEMAR-OFF

(b)SEMAR-ON

- × 金属アーチファクトとは(参考文献1)
- × 金属アーチファクトによって画像の信頼性が低下する(参考文献1)
- × SEMARを使用するとアーチファクトが低減する(参考文献2)
- × SEMARの原理(参考文献3)
- × 視覚的評価を用いた画質改善の報告がなされている(参考文献4)
- × SEMAR以外のアーチファクト低減技術もある(参考文献5)

論文の書き方③

✳ 図、グラフの説明を文章にしてい

CT治療計画の精度を左右する要因のひとつに金属アーチファクトの存在がある。金属アーチファクトは体内に挿入されたコイルやステント、人工関節や歯科で用いられるインプラントなどを撮影することによってCT画像上に起こる障害陰影である。そして金属周囲の画像に影響を及ぼし画像の信頼性を損なう。

CT撮影の金属アーチファクト対策はフィルタを使用しアーチファクトを抑制する方法やdual energy撮影など多数存在するが、近年開発されているのが金属アーチファクト低減処理である。SEMARは逐次近似応用再構成法で用いられるforward projection, back projectionを繰り返し・・・

論文掲載までの期間

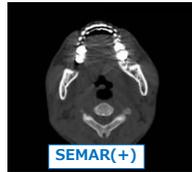
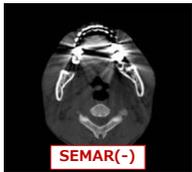
- ✳ 2016年 6月～ 論文塾
- ✳ 2017年 6月 論文受付
- ✳ 2017年10月 論文受理
- ✳ 2018年1月 論文掲載



論文が掲載されて終了！ではなく

今後の検討

- ✳ 実際の臨床使用
 - + 今回の研究で得られたことを臨床に使用することで自分の研究の意義を高める
 - + SEMARを使用した頭頸部IMRTの治療計画など



まとめ

- ✳ 論文塾に参加しなければ論文を完成させることはできなかった
- ✳ 論文を読む機会が増えた、興味を持って論文を読むようになった
- ✳ 論文を書いたことで多くの人と繋がることができた
- ✳ 臨床的に有用であることを示し書いた論文の価値を高めたい

謝辞

今回、発表の機会を与えて下さった大会長役員の皆様、論文執筆にあたり多くのご助言いただいた論文塾チューターの皆様に深く感謝申し上げます

ご清聴ありがとうございました

第62回学術大会
基礎セミナーI

DQE をはじめから理解しよう！

名古屋市立大学 國友 博史

日本放射線技術学会近畿支部
基礎セミナー ～知識を「つなぐ」～

DQEをはじめから理解しよう！

2018年11月24日

名古屋市立大学病院 中央放射線部
國友 博史

Contents

- Signal noise to ratio
- DQEの概念
- 入射X線量子のゆらぎと画像ノイズとの関係
- デジタル画像のノイズの定義
- 受像系のボケによるNNPSの減衰
- 出力画像に寄与した見かけ上の量子数
【NEQ (noise equivalent quanta)】

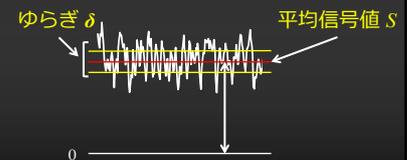
Nagoya City University Hospital

Signal noise to ratio

Signal to noise ratio

- 信号対雑音比 (SNR) とは、平均信号値 (S) を
信号のゆらぎ (標準偏差 (δ)) で割った値

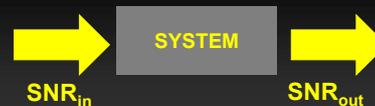
$$SNR = S / \delta$$



Nagoya City University Hospital

DQEの概念

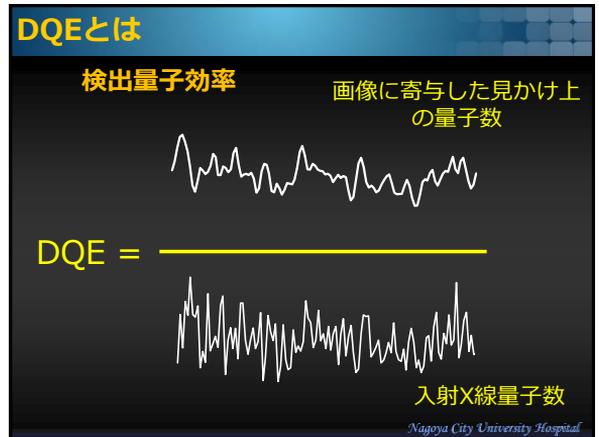
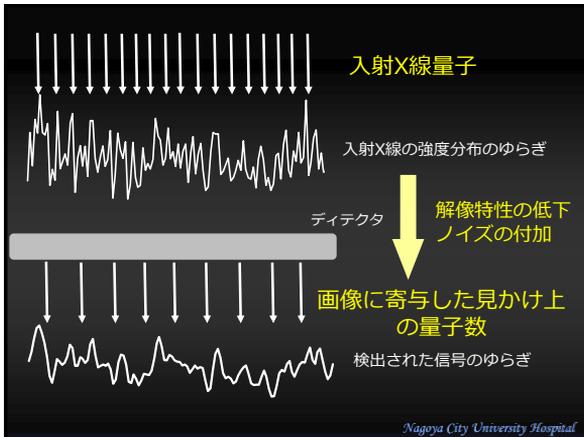
DQE の概念



$$DQE(u) = SNR_{out}^2 / SNR_{in}^2$$

システムに入力信号のSNRの二乗に対する
出力信号のSNRの二乗

Nagoya City University Hospital



DQE の概念 (入射X線)

- ・システムの入力はX線光子であり、ポアソン分布に従う。

X線光子数を q_A とすれば、ノイズ成分は $\sqrt{q_A}$

$$SNR^2_{in} = \left(\frac{q_A}{\sqrt{q_A}} \right)^2 = q_A$$

つまり、入力SNRの二乗は、入射光子数(q_A)に等しい。

DQE の概念 (出力信号)

- ・出力画像も同様に、画像形成に寄与したX線光子数を q'_A とすると

$$SNR^2_{out} = \left(\frac{q'_A}{\sqrt{q'_A}} \right)^2 = q'_A$$

DQE の概念

$$DQE(u) = SNR^2_{out} / SNR^2_{in}$$

$$DQE = \frac{q'_A}{q_A}$$

画像に寄与した見かけ上の量子数
入射X線量子数

入射X線量子のゆらぎと画像ノイズとの関係

X線量子について

- X線は、粒子でもあり波でもある。粒子性と波動性の両方の性質を併せ持つ、量子というものである。
- 光を粒子として扱う場合に、特に光子と呼ぶ。
- 光子のエネルギーが高くなるほど、粒子性が強くなる。
- X線画像のノイズ特性を理解するとき、X線を粒子として扱うと初めは理解しやすい。



Nagoya City University Hospital

X線量子モトル

X線そのものがポアソン分布のゆらぎを持っている。

X線量子モトル(X線量子ノイズ)

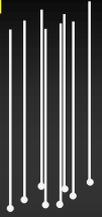
ポアソン分布の特徴として、平均値と分散が等しい

ある集合の平均値が100の場合、分散(σ^2)も100となる

平均光子数が q の場合、ノイズの分散(σ^2)は q

X線光子数 = 量子ノイズの二乗値
 $\sigma^2 = q$

光子数と量子ノイズとは密接な関係



X線(光子): q

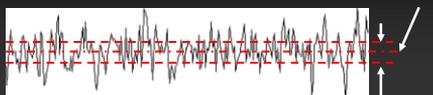
Nagoya City University Hospital

入射X線による入力信号とノイズとの関係

ポアソン分布によるゆらぎ(ノイズ)の特性

量子数

平均量子数



標準偏差 $\sigma = \sqrt{q}$

ある均一照射において、平均量子数(信号値)が q
→ その標準偏差(ノイズ)は \sqrt{q}

Nagoya City University Hospital

入射X線のゆらぎがポアソン分布に従うと仮定した場合ノイズ(\sqrt{q})から量子数 q の推定が可能。

入射X線(入力信号)の信号対雑音比(SNR)は

$$SNR = q / \sqrt{q} = \sqrt{q}$$

$$SNR^2 = q$$

入射X線の $SNR^2_{in} = \text{平均量子数}(q)$

放射線画像の画質評価は入射X線量子数に対して、比例関係(線形化)が前提

Nagoya City University Hospital

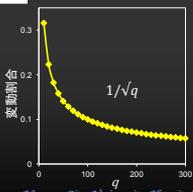
X線画像のノイズ

• X線画像の視覚的に観察されるノイズの大きさは、平均信号値に対する変動(ノイズ)の割合に対応する



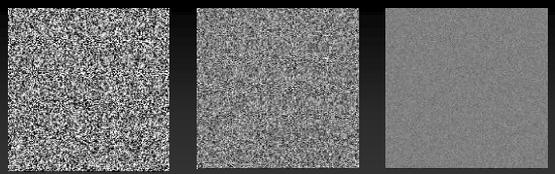
$$\text{変動割合} = \frac{\sigma_q}{q} = \frac{\sqrt{q}}{q} = \frac{1}{\sqrt{q}}$$

ノイズ量を平均光子数で規格化する



Nagoya City University Hospital

X線画像のノイズ



A

平均値 30
標準偏差 5.5

変動割合 = $5.5/30 = 0.18$

B

平均値 400
標準偏差 20

変動割合 = $20/400 = 0.05$

C

平均値 10000
標準偏差 100

変動割合 = $100/10000 = 0.01$

平均信号値が高くなるほど変動割合(ノイズ量)は減少する

Nagoya City University Hospital

X線光子のNNPS

ノイズの定義, “信号強度(光子数)を1としたときのゆらぎ”

NNPSの定義, “信号強度(光子数)を1としたときのゆらぎ”の二乗値

X線光子数 = 量子ノイズの二乗値
 $\sigma^2 = q$

光子数がqの時のX線光子のNNPSは

$$NNPS_q = \left(\frac{\text{量子ノイズ}}{\text{入射光子数}} \right)^2 = \left(\frac{\sigma}{q} \right)^2 = \left(\frac{\sqrt{q}}{q} \right)^2 = \left(\frac{1}{\sqrt{q}} \right)^2 = \frac{1}{q}$$

よって, 入射X線のNNPSは入射光子数の逆数: $1/q$

Nagoya City University Hospital

X線光子の周波数特性 (ホワイトノイズ)

- ホワイトノイズとは, さまざまな周波数成分がほぼ均一に混ざっているノイズ
- ホワイトノイズをフーリエ変換
 パワースペクトル (P.S) は一定

各事象が独立し, 相関性がない不規則なノイズ

X線はホワイトノイズ; 光子ひとつひとつが, 相関せず独立した事象で発生する

入力信号であるX線は全ての周波数のノイズ成分をほぼ均等に含む



ホワイトノイズ画像
 P.S
 周波数
 ホワイトノイズ画像の
 パワースペクトル

Nagoya City University Hospital

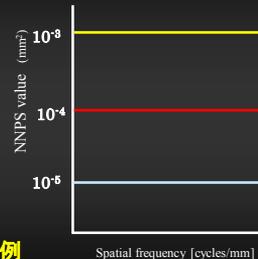
入射X線光子(q)におけるNNPS

入射X線光子数が, $q_1=1000$, $q_2=10000$, $q_3=100000$ の場合のNNPS_qは

$NNPS_{q1} = 1/1000 = 10^{-3}$

$NNPS_{q2} = 1/10000 = 10^{-4}$

$NNPS_{q3} = 1/100000 = 10^{-5}$



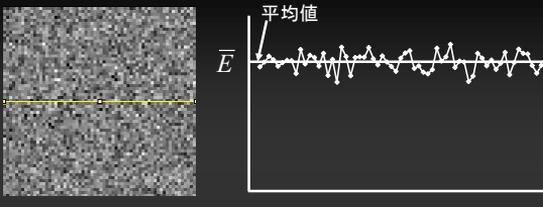
入射X線量にNNPSは反比例

Nagoya City University Hospital

デジタル画像のノイズの定義

デジタル画像のノイズの定義

露光量(E)におけるノイズ画像のプロファイルを取得



ノイズ画像
 プロファイルデータ

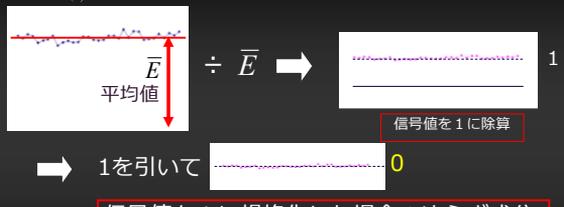
平均値(真値)からの変動成分であるゆらぎ $\Delta E(i)$ を平均値(真値)で除する

$$\frac{\Delta E(i)}{\bar{E}}$$

Nagoya City University Hospital

$$\frac{\Delta E(i)}{\bar{E}} = \frac{E(i) - \bar{E}}{\bar{E}} = \frac{E(i)}{\bar{E}} - 1$$

であるため,
 $E(i)$ ノイズを含む信号



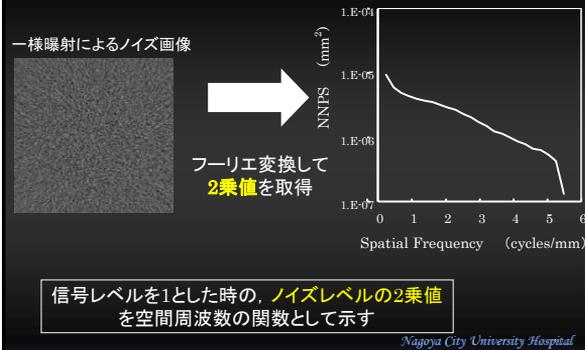
信号値を1に除算
 1を引いて
 0

信号値を1に規格化した場合のゆらぎ成分

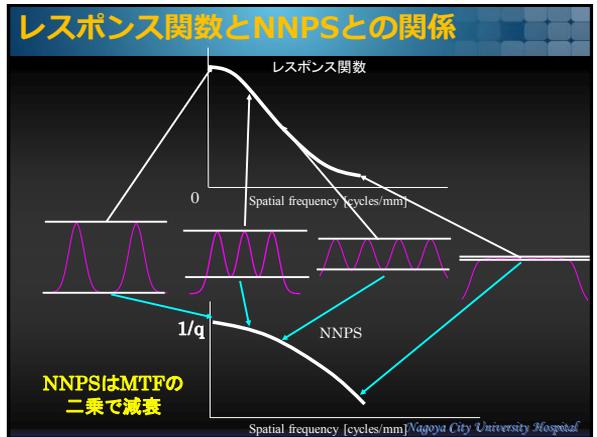
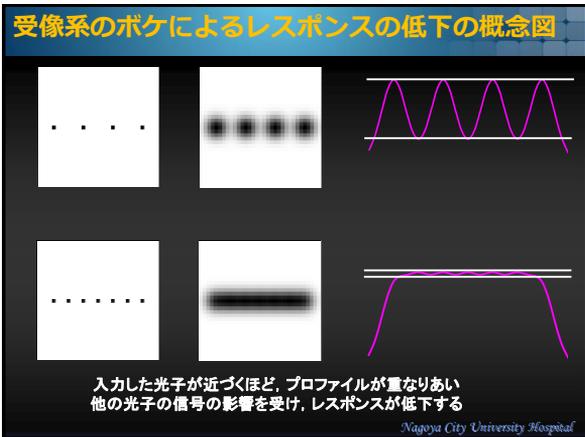
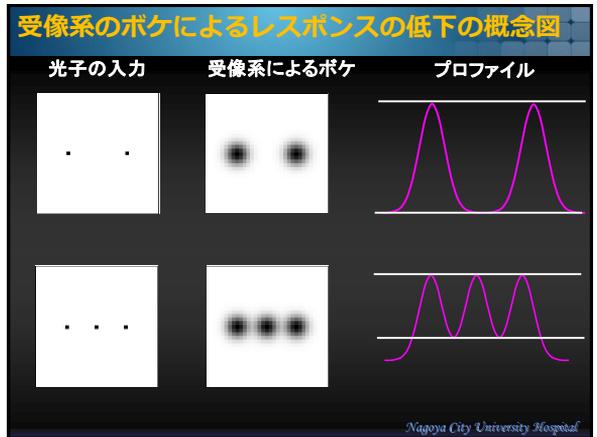
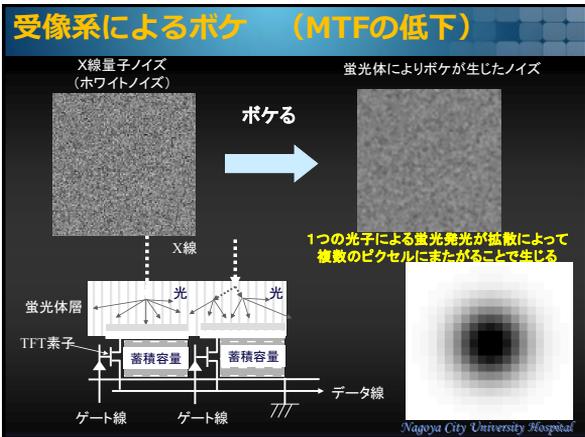
ノイズの定義, “信号強度を1としたときのゆらぎ量”である。

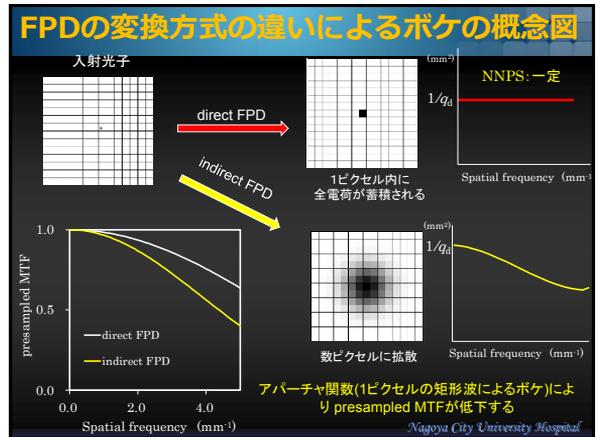
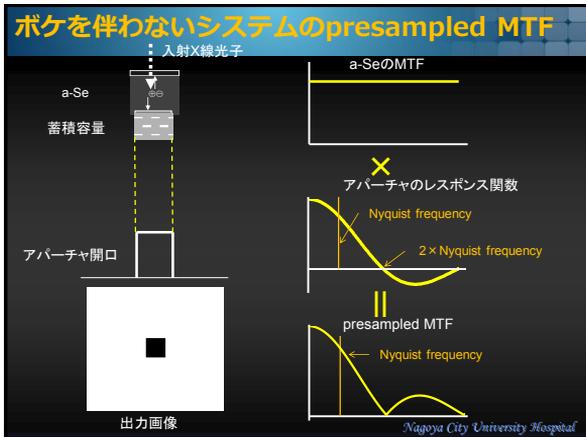
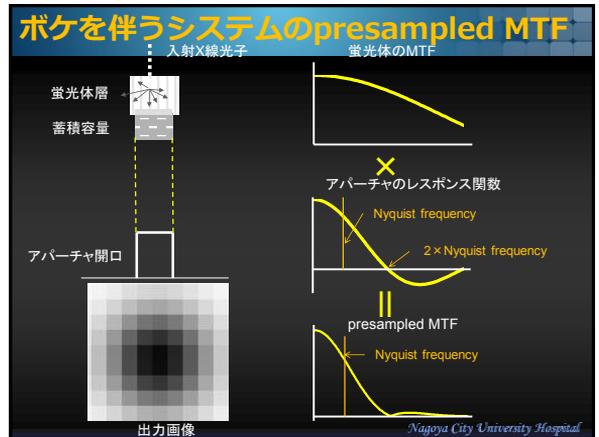
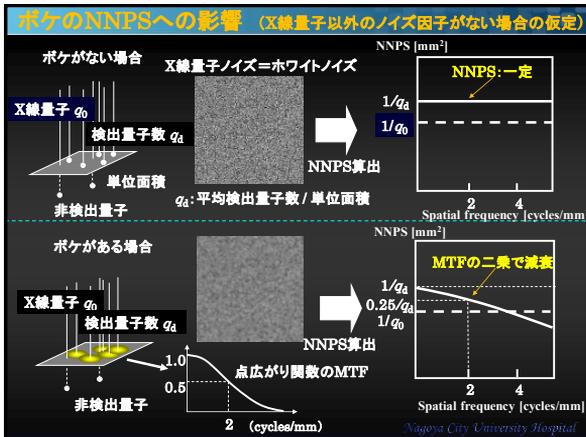
Nagoya City University Hospital

NNPSによるノイズ解析



受像系のボケによるNNPSの減衰





出力画像に寄与した見かけ上の量子数 [NEQ (noise equivalent quanta)]

NEQとは

- 信号形成成分である1次X線のみでSNRを評価
- 出力信号 (q) は、検出器で捉えられた入射X線量子数 (q)
⇒ 画像形成に寄与した見かけの量子数 ($q' \leq q$)
- $SNR_{out} = q' / \sqrt{q'} = \sqrt{q'}$
- $SNR_{out}^2(u) = MTF^2(u) / NNPS(u) = NEQ(u)$

フィルタ
ディテクタ

Nagoya City University Hospital

出力のSNR²(u) : NEQ(u)

$$\bullet \text{出力のSNR}^2 = \frac{MTF^2(u)}{NNPS(u)} = NEQ(u)$$

NEQ: noise equivalent quanta
(雑音等価量子数)

= 画像に寄与した見かけの量子数 q_A

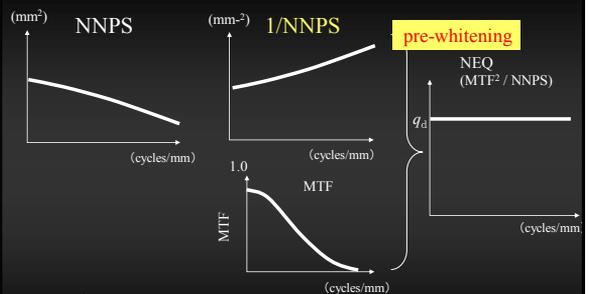
入射X線量により可変

Nagoya City University Hospital

理想的なシステムのSNR² (NEQ)

$$NEQ(u) = \frac{MTF^2(u)}{NNPS(u)}$$

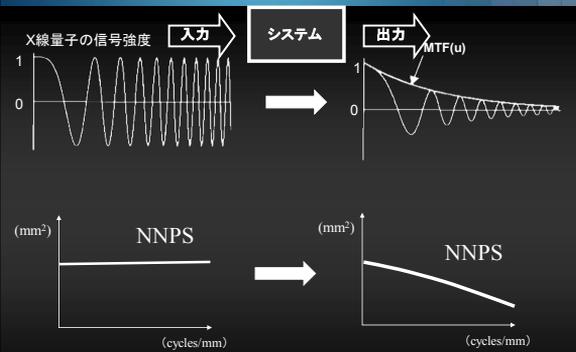
* 付加ノイズがない理想的なシステム



ノイズが受光システムの解像度によりほかかされた分を補正し、ゆらぎを白色化

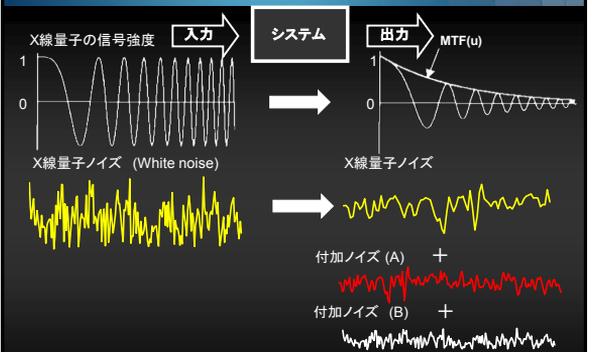
Nagoya City University Hospital

信号対雑音比



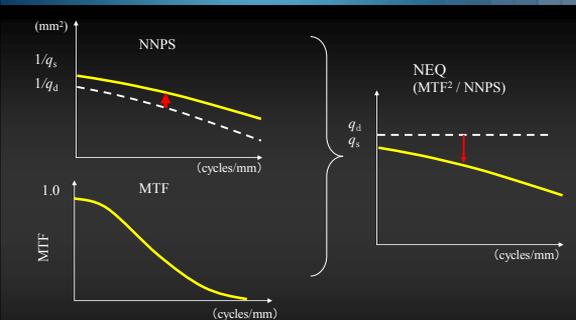
Nagoya City University Hospital

信号対雑音比



Nagoya City University Hospital

ノイズ付加ありの場合のNEQ



ノイズ付加によって、NEQは低下し周波数依存が生じる。

Nagoya City University Hospital

RQAのX線質とは

• RQA - RADIATION QUALITIES based on a PHANTOM made up of an aluminium ADDED FILTER

IEC 61267 ed2.0

被写体としてのアルミを透過したX線質であり、X線管側に付加することで、検出器には1次X線 (信号成分) のみが入射



信号成分のみで検出器を物理評価

散乱線によりSNRが低下

Nagoya City University Hospital

NEQに関する実験

1. CR (computed radiography) と間接変換型FPD (flat panel detector)を同一画質となる線量を評価
CR ; REGIUS model 210、(Konica Minolta)
FPD ; Aero DR 1717 (Konica Minolta)
2. 撮影条件 ; RQA5 (73kV) にて、CRの入射表面線量が0.66mR (5.78 μ Gy)を基準線量とし、FPDの入射表面線量を47%、36%、29%にてNEQを測定

タイム (msec)	ESD (mR)	ESD (μ Gy)	ratio/(CR)
32	0.19	1.66	0.29
40	0.24	2.07	0.36
50	0.31	2.72	0.47
100	0.66	5.78	1.00

ESD: entrance surface dose

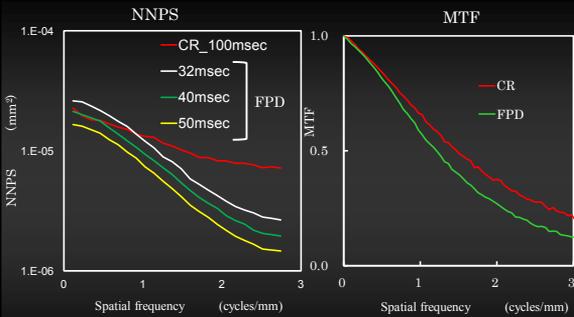
一般撮影で推奨される線質 (IEC62220-1 -1:2013-03に準拠)

Standard RADIATION QUALITY characterization (IEC 61267)	Nominal X-RAY TUBE VOLTAGE (kV)	FIRST HALF-VALUE LAYER (HVL) mm Al	ADDED FILTER mm aluminium	Calculated SNR _{in} 1/(mm ² · μ Gy)
RQA3	50	3.8	10.0	20673
RQA5	70	6.8	21.0	29653
RQA7	90	9.2	30.0	32490
RQA9	120	11.6	40.0	31007

IEC 61267 2005を基に改定
アルミ純度は、99%を推奨
Nagoya City University Hospital

NNPSとpresampled MTF

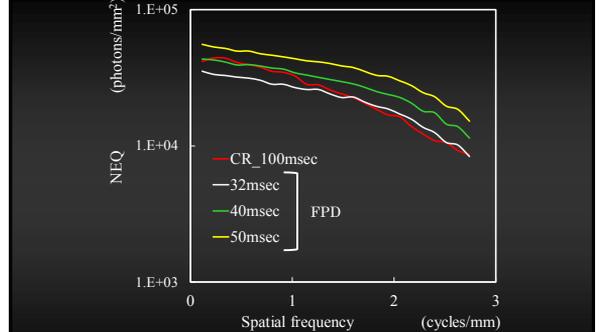
(旧規格による)



Nagoya City University Hospital

NEQ

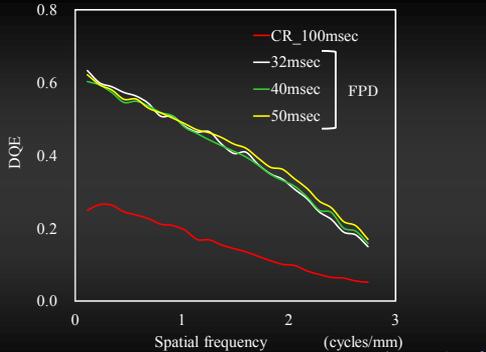
(旧規格による)



Nagoya City University Hospital

DQE

(旧規格による)



Nagoya City University Hospital

DQEの適応について

- 散乱線を含まない1次X線のみで評価するため、信号成分となるX線質(今回はRQA5)でのディテクタの特性がわかる。
- 異なる入射X線量やX線質でのディテクタの評価。
- DQEは相対的なDR検出器の感度指標

Nagoya City University Hospital



第62回学術大会
基礎セミナーⅡ

MRIで測定してみよう -CNR, SNR, T₁値, T₂値-

箕面市立病院 山城 尊靖



もくじ

- ・ T₁ 値, T₂ 値測定について
- ・ SNR, CNR 測定について
- ・ 臨床への応用 (Logical thinking のすすめ)

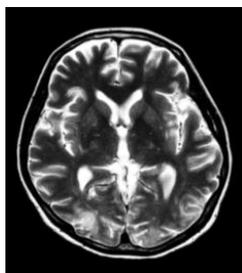


T₁ 値, T₂ 値測定について

MRIのコントラスト

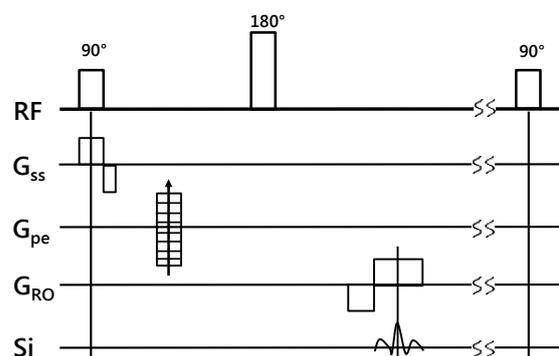


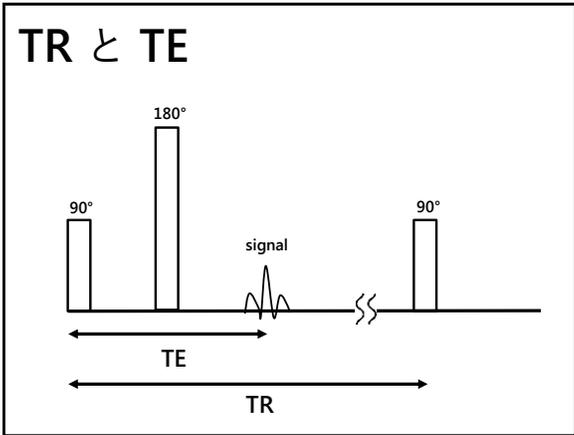
Spin echo T₁WI



Turbo spin echo T₂WI

Spin Echo 法





SE 法の信号強度 (SI)

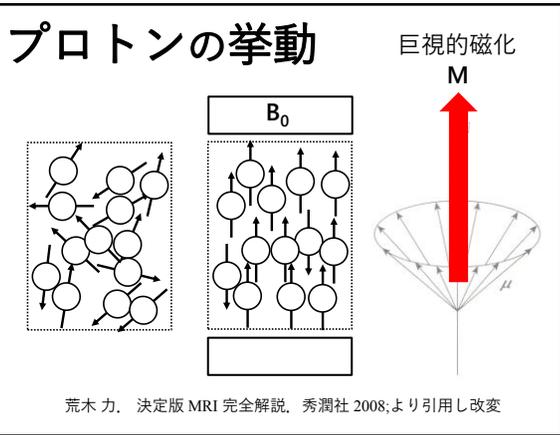
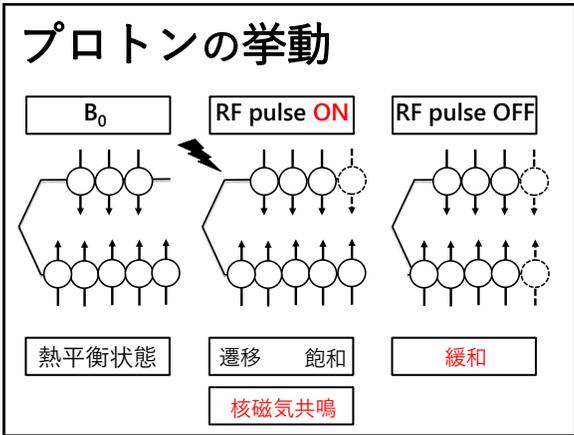
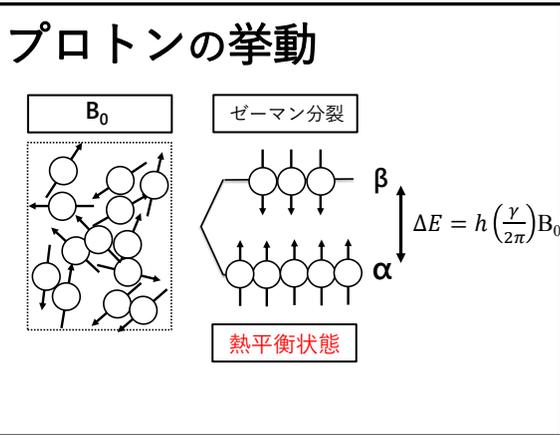
$$SI = K \cdot f(v) \rho \cdot \left[1 - \exp\left(\frac{-TR}{T_1}\right) \right] \exp\left(\frac{-TE}{T_2}\right)$$

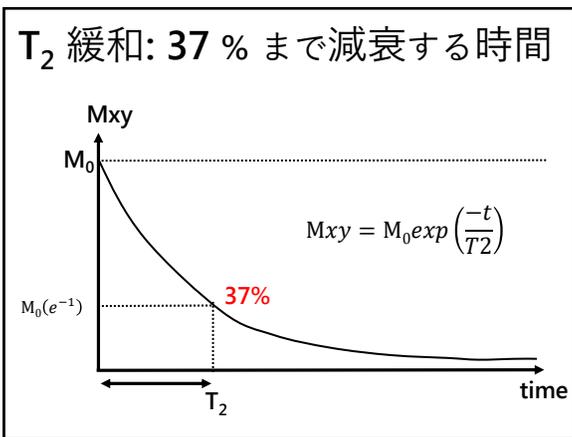
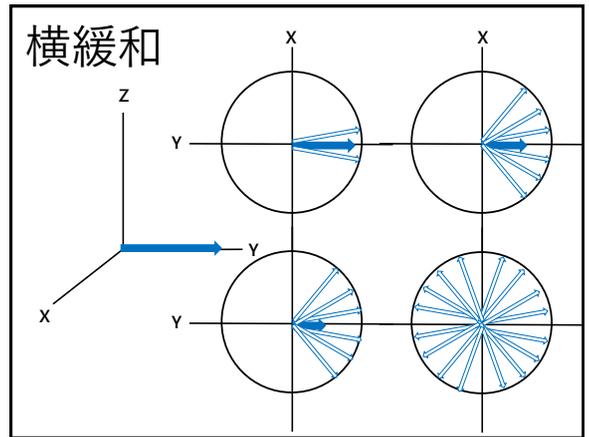
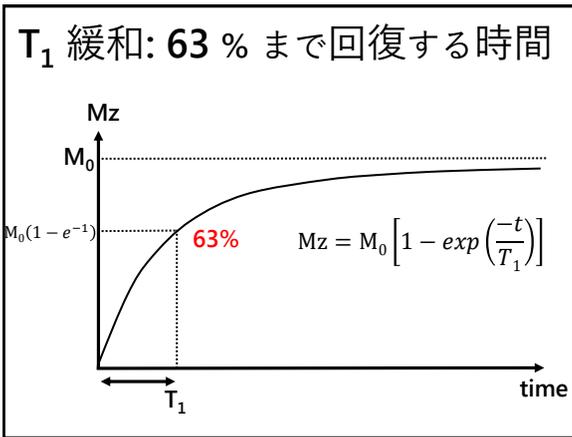
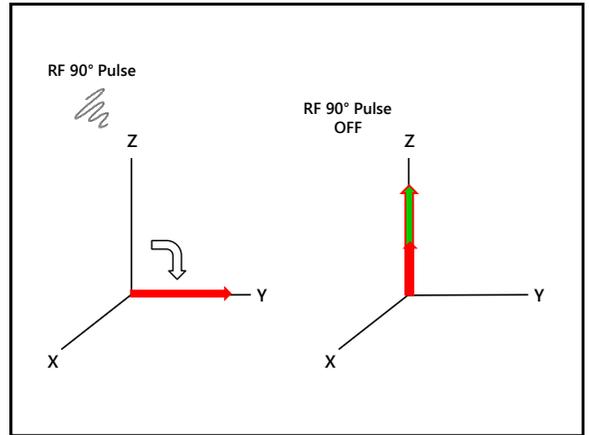
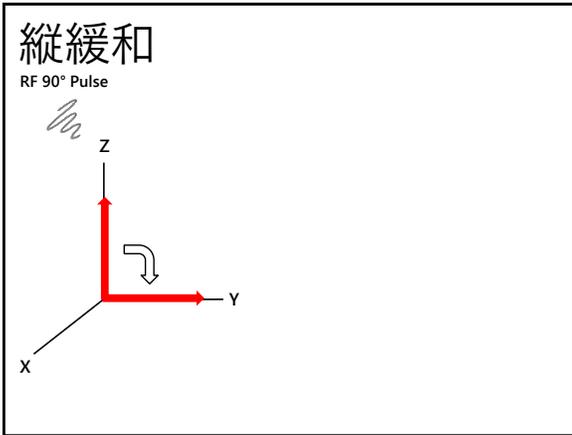
K: 比例定数
 f(v): 流速分布関数
 ρ: 原子核密度 (プランク密度)

荒木力, 決定版 MRI 完全解説, 秀潤社 2008; p.213 より引用

簡単なおさらい

- ・ 磁場内でのプロトンの挙動
- ・ 縦緩和 (T₁) と横緩和 (T₂)





組織の T₁, T₂ 値 (1.5 T)

Tissue	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)
Gray matter	1124 ± 50	95 ± 8
White matter	884 ± 50	72 ± 4
Optic nerve	815 ± 30	77 ± 9
Skeletal muscle	1008 ± 20	44 ± 6
Spinal cord	745 ± 37	74 ± 6

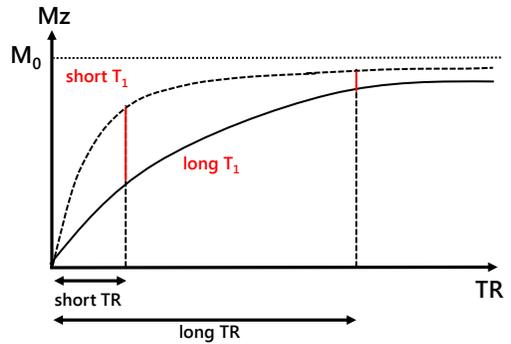
STANISZ, Greg J., et al. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2005, 54.3: 507-512.

組織の T_1 , T_2 値 (3.0 T)

Tissue	T_1 (ms)	T_2 (ms)
Gray matter	1820 ± 114	99 ± 7
White matter	1084 ± 45	69 ± 3
Optic nerve	1083 ± 39	78 ± 5
Skeletal muscle	1412 ± 13	50 ± 4
Spinal cord	993 ± 47	78 ± 2

STANISZ, Greg J., et al. T_1 , T_2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2005, 54.3: 507-512.

T_1 コントラスト



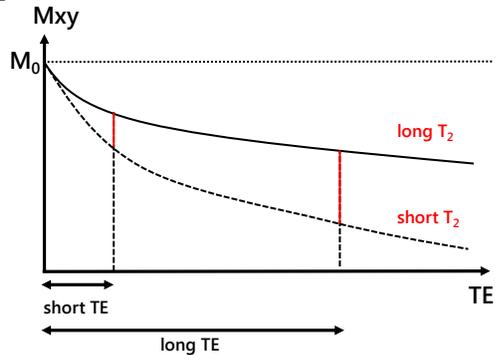
撮像パラメータの決定



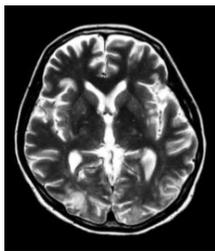
頭部 T_1 WI parameter	
TR	400 ~ 600 ms
TE	10 ~ 15 ms
FA	90°
Slice / gap	4 ~ 6 mm / 0.5 ~ 1
Scan time	2 ~ 3 min

日本磁気共鳴専門技術者認定機構, 各部位推奨撮像法「頭部領域」
:http://plaza.umin.ac.jp/~JMRTS/dl/toubusatzou.pdf (2018.10.8 検索)

T_2 コントラスト



撮像パラメータの決定



頭部 T_2 WI parameter	
TR	4000 ~ ms
TE	90 ~ 100 ms
FA	90°
ETL	9 ~ 15
Scan time	2 ~ 3 min

日本磁気共鳴専門技術者認定機構, 各部位推奨撮像法「頭部領域」
:http://plaza.umin.ac.jp/~JMRTS/dl/toubusatzou.pdf (2018.10.8 検索)

小括

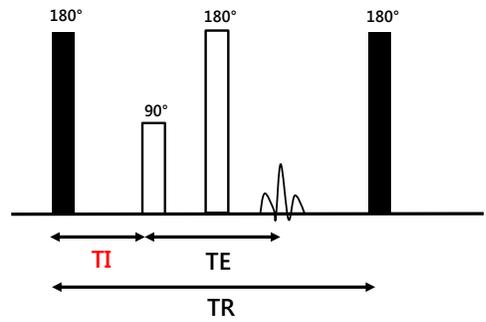
組織の T_1 , T_2 値は
パラメータを決定する上で
重要な要素である。

緩和時間の測定

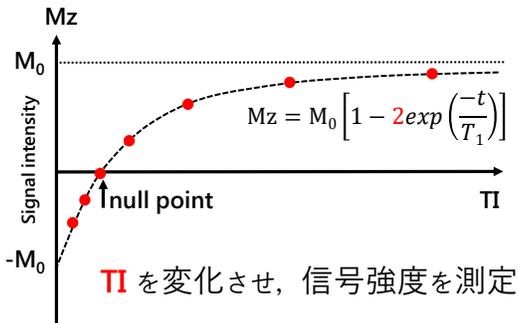
- ・ 縦緩和 (T_1): 反転回復法
- ・ 横緩和 (T_2): マルチポイント法

日本放射線技術学会, 宮地 利明 編. 標準 MRI の評価と解析. オーム社 2012より引用

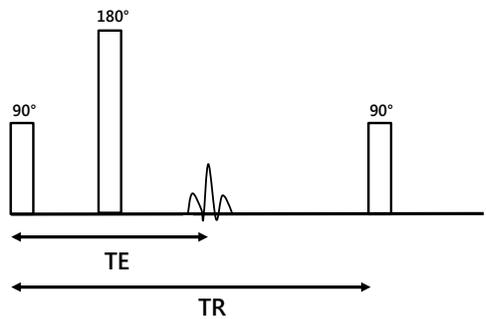
反転回復法 (IR 法)



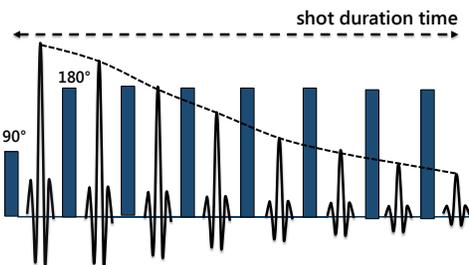
T_1 緩和時間の測定



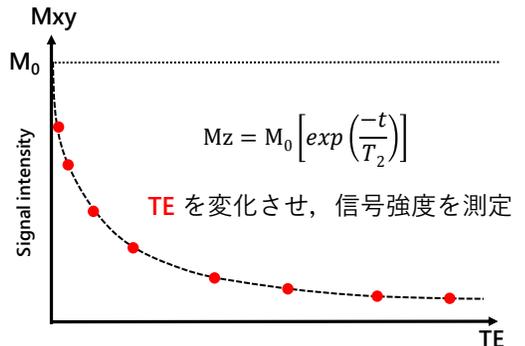
Spin Echo 法



PHILIPSでは TSE 法



T_2 緩和時間の測定



測定の手順

- ・ファントムの準備
- ・撮影
- ・計算

ファントムの準備



ファントムの準備



Publish されています

原著

論文受付
2009年 5月13日
論文受理
2009年 8月7日
Code No. 261

ゼラチンとスクロースを用いた拡散強調画像用ファントムの検討

田村隆行^{1,2)}・苗吹修治³⁾・秋山實利³⁾

1)広島県理療専門学校協議会健康福祉推進センター放射線科
2)広島国際大学大学院医療系 福祉科学研究所医療工学専攻
3)広島国際大学保健医療学部放射線学科

ノート

論文受付
2012年 8月29日
論文受理
2012年 12月14日
Code No. 261

難消化性デキストリンおよび水溶性カルシウムを用いた
生体臓器 T₁ 値, T₂ 値近似ファントムの作成

山城晶弘¹⁾ 神谷直紀¹⁾ 大塚 薫¹⁾ 駒津和浩¹⁾
伊東洋一¹⁾ 久保田展聡²⁾ 小林正人²⁾

¹⁾長野赤十字病院中央放射線部
²⁾長野市市民病院診療技術部診療放射線科

スクロース vs デキストリン

	スクロース	デキストリン
価格	5 円 /g	3.6 円 /g
毒性		無
入手方法		薬剤部など [※]
溶解	極めて容易	容易~難
オススメ度	◎	○~△

※デキストリンは通販でも購入可能だが品質や材料？

スクロースを勧める理由

	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)	ADC (mm ² /s)
10 wt%	1594	240	1.85
20 wt%	1317	125	1.46
30 wt%	1071	81	1.1
40 wt%	640	60	0.83
50 wt%	528	31	0.5

※自作ファントムでの検証につき、データの保証はできません。

身近な材料・・・Gd 造影剤

	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)
5 mmol/L	49.4	37
2.5 mmol/L	99.8	74
1 mmol/L	207.9	164.4
0.5 mmol/L	370.6	299
0.1 mmol/L	1216.9	1104

高津安男, 其他. Phase-sensitive Inversion-recovery (PSIR) を用いた子宮
ダイナミックスタディのための基礎検討. 日本放射線技術学会雑誌, 2016, 72.1: 31-41.

モル濃度って？

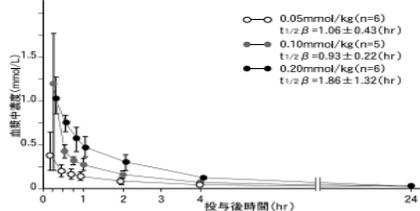
- ・モル濃度とは溶質の物質質量 mol を溶液の体積 L で割ったもの.
- ・希釈前と希釈後の mol 数は不変.
- ・Gd 造影剤 = **500** mmol/L

血中のGd濃度

■ 薬物動態

1. 血中濃度¹⁾

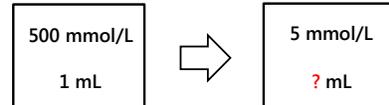
健康成人男子に本剤0.05, 0.1, 0.2mmol/kgを静注したところ、血漿中Gd濃度は速やかに低下し、投与4時間後には0.1mmol/L以下となった。



ガドピスト (バイエル薬品) 添付文章より抜粋

簡単 モル濃度計算

$$\cdot A \text{ (mol/L)} \times a \text{ (L)} = B \text{ (mol/L)} \times b \text{ (L)}$$



$$\cdot 500 \times 1/1000(\text{L}) = 5 \times ?/1000$$

$$? = 100 \text{ (mL)}$$

希釈法で簡単に

mmol/l	希釈前 (ml)	溶媒量 (ml)
500 → 5.0	2	200
5.0 → 2.5	50	100
5.0 → 1.0	10	50
5.0 → 0.5	5	50
5.0 → 0.1	1	50

希釈法の注意点

- ・溶媒 (生食, 蒸留水) の種類

蒸留水の T₁ 値は, 生理食塩水の **1.5** 倍程長い
蒸留水の混入に注意. (計測値が大きく変化)

- ・精度を高めるマイクロピペット

直接希釈する場合に有用である.

小括

T_1 , T_2 値をコントロールした
ファントムは意外と簡単に
作製できる。

測定の手順

- ・ファントムの準備
- ・撮影
- ・計算

撮影のポイント (共通)

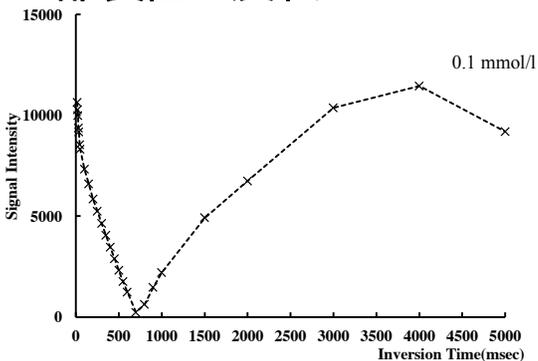
- ・液体ファントムは 20 分程放置
- ・室温を記録すること
- ・QD or 内蔵 Body coil を使用

撮影のポイント (T_1 値)

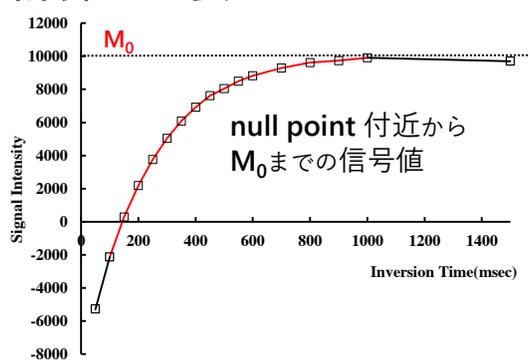
- ・TI の設定 (T_1 値に応じた設定)
- ・レシーバゲイン固定※
(固定不可の場合は補正を行う)

※門間正彦; その他. リアル IR 法による T_1 緩和時間測定: IR 法とリアル IR 法の比較.
茨城県立医療大学紀要, 2009, 14: 23-30.

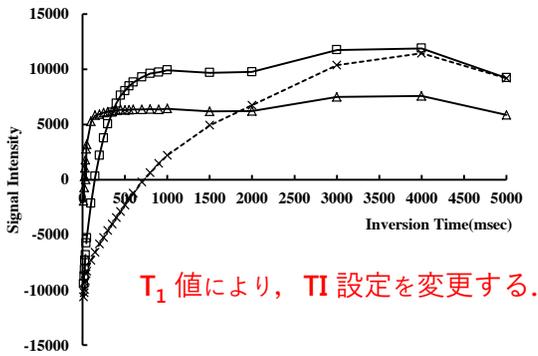
一部装置で反転



計算に必要なのは・・・

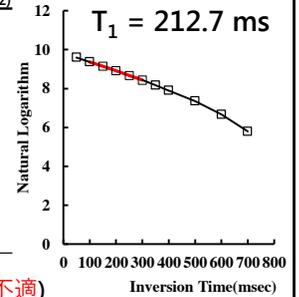


T₁ 値測定の設定



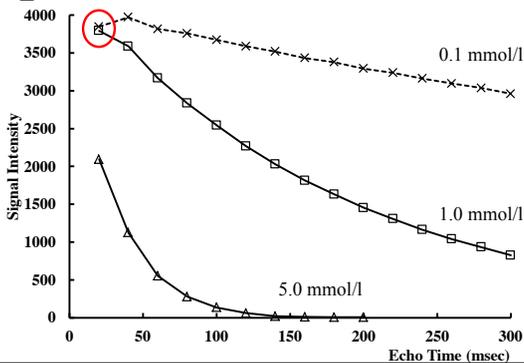
T₁ 値計算 (1.0 mmol/l)

TI(ms)	測定値	M ₀ -Mz	LN(M ₀ -Mz)
50	-5291.2	14903.1	9.60
100	-2139.9	11751.8	9.37
150	292.8	9319.1	9.14
200	2182.5	7429.4	8.91
250	3765.9	5846	8.67
300	5038.6	4573.3	8.43
350	6082.1	3529.8	8.17
400	6914.5	2697.4	7.9
500	8052.6	1559.3	7.35
600	8820.2	791.7	6.67
700	9284.3	327.6	5.79
800	9611.9	0	



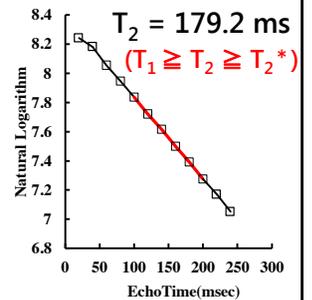
(MR 専門技術者試験には不適)

T₂ 緩和曲線



T₂ 値計算 (1.0 mmol/l)

TI(ms)	測定値	LN (Mxy)
20	3795.2	8.24
40	3571.1	8.18
60	3152.7	8.06
80	2827.7	7.95
100	2532.6	7.84
120	2256.2	7.72
140	2032.1	7.62
160	1807.9	7.5
180	1624.9	7.39
200	1445.6	7.28
220	1299.9	7.17
240	1154.2	7.05



測定値の確認

- ・ Reference data との照合
- ・ 理論値グラフとの比較
- ・ 非線形近似式を用いた推定※

※川又渉 その他. 汎用表計算ソフトを用いた T₁, T₂ 推定法の検討. 日本放射線技術学会雑誌, 2009, 65.3: 306-311.

その他 撮像法との比較

- ・ Saturation Recovery 法
- ・ TR 法, TE 法, FA 法
- ・ TSE を用いた T₁, T₂ 同時計測法
- ・ T₁ map (MOLLI 法)

T₁, T₂ 測定の総括

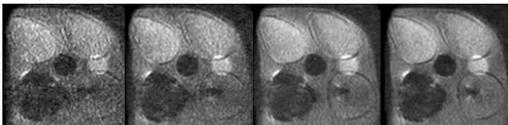
- ・ 目的に応じたファントム作製
- ・ 適切な TI, TE の設定
- ・ 測定値の確認
- ・ **簡単に測定できる**

画像の客観的評価

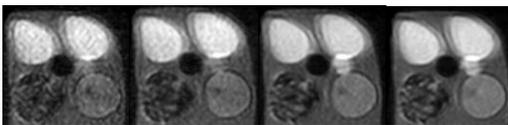
CNR, SNR

画像評価における重要な指標

✓ Voxel size 1.6mm, b=1500 s/mm²



✓ Voxel size 2.6mm, b=1500 s/mm²



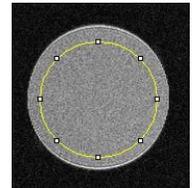
NSA = 1 NSA = 2 NSA = 4 NSA = 6

QA/QC 装置の性能管理

医療機関における放射線関連機器等の
保守点検指針

平成 30 年 3 月

平成 29 年度厚生労働行政推進課
「中心医療機関向け医療機器保守点検のあり方に関する研究」
研究代表者 菊地 真



(5)画質

- ① (始業) ファントムをスキャンし、SN 比が適正であること
- ② (始業) ファントムをスキャンした画像にムラがないこと
- ③ (始業) ファントムをスキャンした画像にアーチファクトがないこと

適切なコイル選択の指標

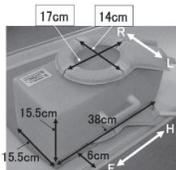
ノート

対向型 Array Coil の位置依存性による感度特性に関する検討

高津安男¹ 木村哲哉² 石黒秋弘³ 山村憲一郎⁴

論文受付
2011年3月30日
論文受理
2011年10月12日
Code No. 261

¹大阪赤十字病院放射線診断新科
²ハイメディッククリニック WEST 放射線課
³大阪府立母子保健総合医療センター放射線科
⁴大阪医科大学附属病院中央放射線部

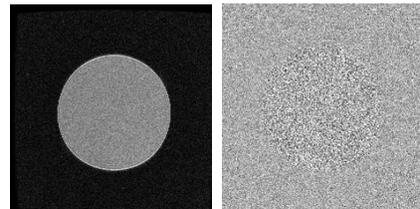


コイルの対抗偏位
(SNR, 感度分布, 均一性)



エレメント径の 40~60%

MRI におけるノイズ = 熱雑音



SNR = Signal / Noise

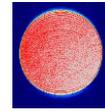
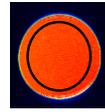
CNR = Contrast / Noise

SNR 評価法: 雑音評価の違い

- ・ 同一関心領域法
- ・ 空中信号法
- ・ 差分法
(2 回撮像法: 差分Map 法)
(1 回撮像法: ピクセルシフト 法)

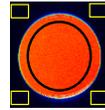
SNR 評価法: 雑音評価の違い

- ・ 同一関心領域法: SD_{ROI}



信号値変動 → 誤差

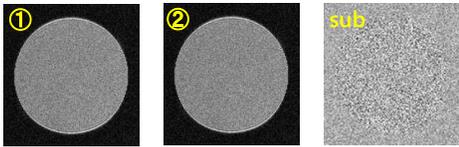
- ・ 空中信号法: $BG_{ROI} / \sqrt{(\pi/2)} \approx BG_{ROI} / 1.253$



BG 信号値の上昇
Parallel imaging (PI) には使用
できない

SNR 評価法: 雑音評価の違い

- ・ 差分法 (2 回撮像): $SD_{sub} / \sqrt{2}$



差分画像作成に注意

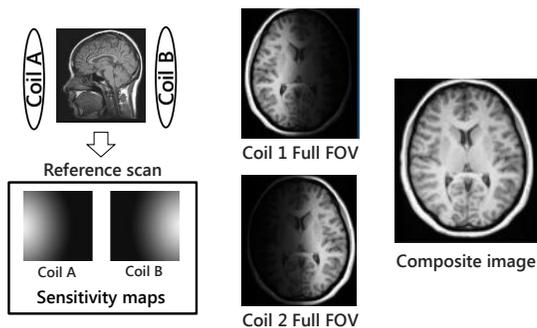
- ・ 差分処理の結果, マイナス値の場合 0 (ゼロ) に置換される場合がある。



A-B, B-A **標準偏差が同じ**か check.

- ・ DICOM で出力後, **Image J** にて処理する場合は問題ない。

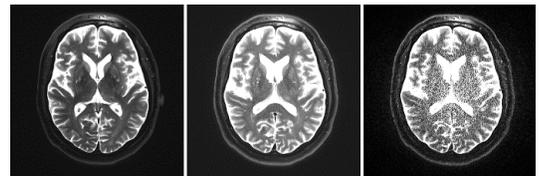
PI における SNR 評価の問題点



Question and Answers in MRI : <http://mriquestions.com/how-is-pi-different.html> より改変.

PI における SNR 評価の問題点

- ・ geometry factor による不均一雑音.



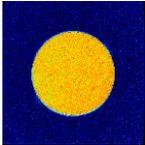
Reduction factor = 1 Reduction factor = 3 Reduction factor = 6

$$SNR_{PI} = SNR_{full} / g\sqrt{R}$$

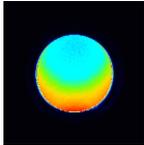
Question and Answers in MRI : <http://mriquestions.com/noise-in-pi.html> より引用.

Array coil の感度補正

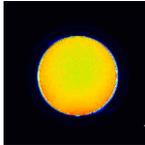
Body coil



Phased array coil (8ch)



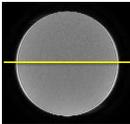
w/o SCIC



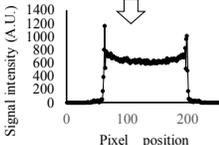
with SCIC

SCIC: Surface Coil Intensity Correction

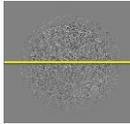
位置依存性の問題



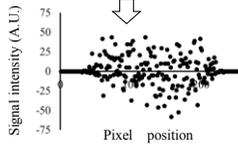
Signal intensity (A.U.)



Pixel position



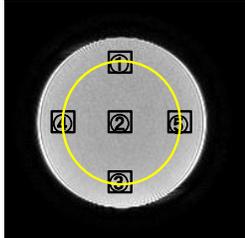
Signal intensity (A.U.)



Pixel position

宮地利明, 其他. Parallel MRI における画像 SNR 評価法の問題点. 日本放射線技術学会雑誌, 2006, 62.1: 145-148.

これだけは覚えておいて欲しい

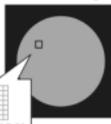


ROI	SNR(sub)
Whole	44.1
1	33.8
2	38.5
3	64.3
4	43.5
5	45.4

PI SNR には位置依存性がある

差分 Map 法

first scan image



7x7 pixel ROI

second scan image



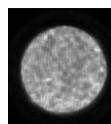
7x7 pixel ROI

→

subtracted image



7x7 pixel ROI



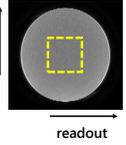
SNR map

- g-factor image → SNR map
- △ブロックノイズの出現
- △展開アーチファクト等による過小評価

今井広, 其他. 差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定. 日本放射線技術学会雑誌, 2008, 64.8: 930-936 より引用.

ピクセルシフト法 (一回撮像法)

original

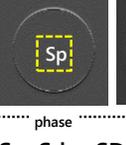


readout

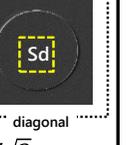
pixel shift subtraction



Sr



Sp



Sd

readout phase diagonal

$S_r, S_p, S_d = S_D / \sqrt{2}$

ピクセルシフト法の Noise = $\sqrt{S_r^2 + S_p^2 - S_d^2}$

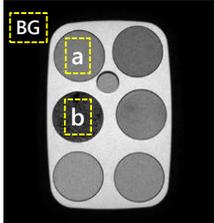
STECKNER, Michael C. A simple method for estimating the noise level in a signal region of an MR image. Medical physics, 2010, 37.9: 5072-5079.

PI における SNR 測定の注意点

- SNR は **局所で測定** する必要がある (画像均一性評価の必要性)
- 信号値が雑音レベルの **5 倍以上** ある pixel のみ使用する
- pixel size は **50 pixel** 程度小さく (信号不均一性の除外)

CNR (Noise の定義付け)

$$\text{CNR} = \text{Contrast} / \text{Noise}$$



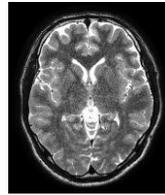
$$\text{CNR}_{\text{nonPI}} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \cdot \frac{|I_a - I_b|}{I_{BG}}$$

$$\text{CNR}_{\text{PI}} = \sqrt{\text{SNR}_a - \text{SNR}_b}$$

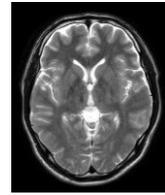
※ 雑音の位置依存性より

正確な評価は困難

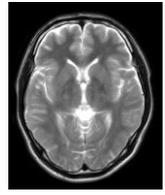
臨床画像の SNR・CNR 測定



thickness= 1 mm

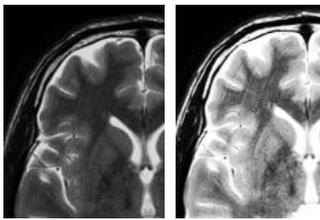


5 mm



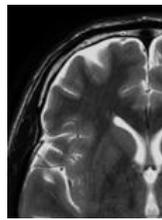
10 mm

臨床画像の SNR・CNR 測定



アーチファクトに注意

臨床画像の SNR・CNR 測定



• SNR はピクセルシフト法

• ROI の設定

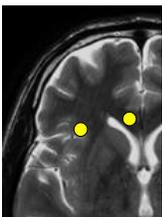
均一な部分を選択

ROI size は 50 pixel 程度

数カ所の測定を行う

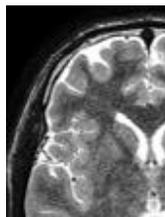
• **視覚評価**は必須である

重要: 適切な評価法の選択



CNR = 13.73

CN = 0.49



CNR = 4.02

CN = 0.53

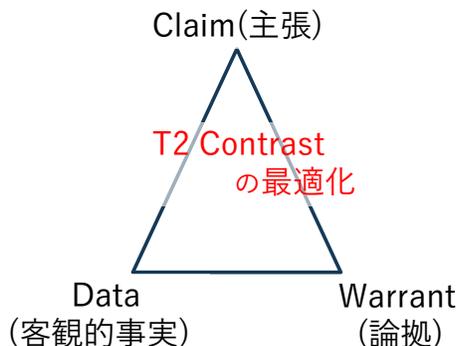
臨床への応用

Logical thinking のすすめ

Which image is better?



論理的思考 (Tulmin method)



Warrant

○T2 Contrastに影響を与える因子

Effect

- Averaging TE
- T2 Filtering
- J-coupling
- Magnetization Transfer

Parameter

- Echo Train (TSE Factor)
- Echo Space
- Refocusing Cotorol Angle
- Package

MT効果の対策

Parameter

- Echo Train
- Refocusing Cotorol Angle
- Package

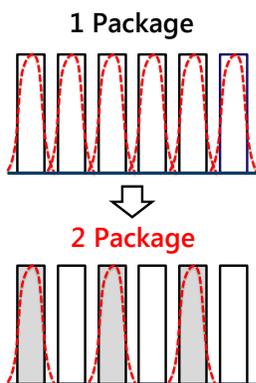
RFパルスの照射量を低下

RFパルスの影響を軽減
Off Resonance

Warrant

Package分割

- off-resonance としての作用低減
 - MT効果の影響低減
- T2 コントラスト向上



Backing (論拠の裏付け)

○Slice gap拡大 = MT効果低減



Magnetic Resonance Imaging
Volume 10, Issue 4, 1992, Pages 497-511



Original contribution

Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging

R. T. Constable¹, A. W. Anderson, J. Zhong, J. C. Gore

Data

○2 Packageには DRIVE 必須

	1 Package	2 Package
TR	5000	?
TE		100
TSE Factor		11
RFA		130
ES/Shot(ms)		10.6/148
Band width(Hz)		217

Data

○Repetition Time(TR)の設定

・ Phantomによるコントラスト計測



論文受付
2009年5月13日
論文受理
2009年8月27日
Code No. 261

ゼラチンとスクロースを用いた拡散強調画像用ファントムの検討

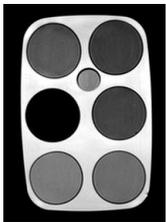
田村隆行^{1,2)}・笛吹修治³⁾・秋山實利³⁾

- 1) 広島県医療対策協議会健康増進センター放射線科
- 2) 広島国際大学大学院医療・福祉科学研究科医療工学専攻
- 3) 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科

Data

○Repetition Time(TR)の最適化

・ Phantomによるコントラスト計測

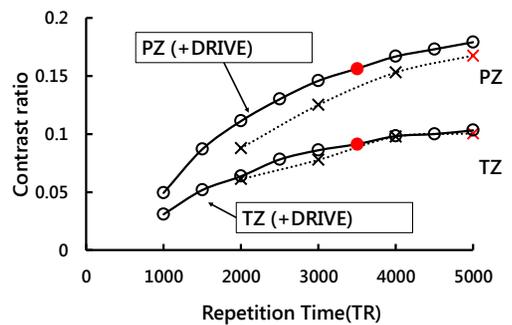


Phantom	PZ	TZ	Tumor
T2 value*	120±10	90±7	70±4.8

Contrast ratio (CR)

$$= (SI_{PZ,TZ} - SI_{Tumor}) / (SI_{PZ,TZ} + SI_{Tumor})$$

Contrast ratio (Phantom)



Data

○撮像パラメータの決定

	1 Package	2 Package
TR	5000	3500
TE		100
TSE Factor		11
RFA		off/130
ES/Shot(ms)		10.6/148
Band width(Hz)		217

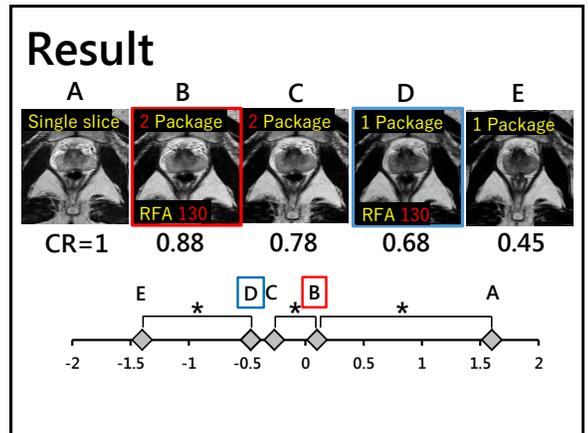
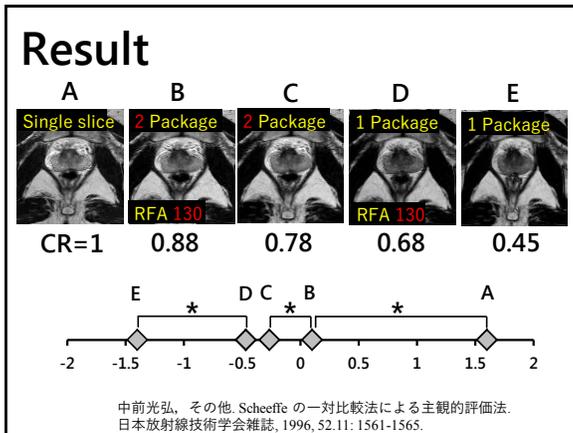
Data (Healthy volunteer)

○視覚評価

・ Sceffe法 (中屋の変法) による評価

評価方法

1. 5種類の画像を一对比較による評価を行う。(順序効果は考慮せず)
2. 放射線技師 10名による 5段階評点.
3. 評点結果を尺度化し統計学的有意差を検定.



論理的思考に基づく主張

1 package	2 package
-----------	-----------

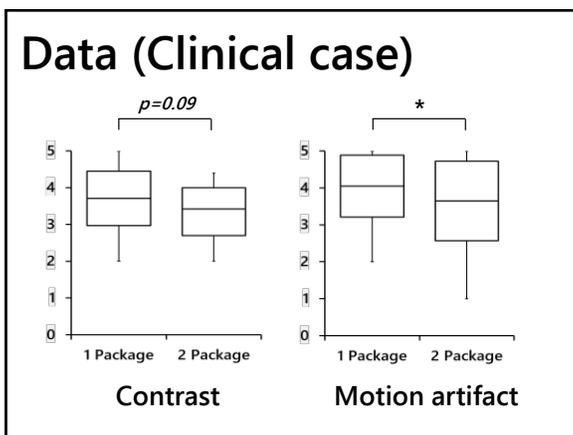
Package分割によりコントラストが改善する

Data (Clinical case)

○視覚評価

評価方法

1. Package分割した群 (連続30症例) と分割せず撮像した群 (連続30症例) 独立した2群間での比較.
2. 放射線科医 1名による 5段階評点.
3. Welch's t-test により有意差検定を行った.



Rebuttal (反証・例外)

Package間で動きが生じた場合、スライスの連続性が損なわれ、motion artifact の影響が目立つ。**動きの制御を強化する必要がある。**

結論

Package分割による
T2コントラスト改善効果と、
動きの制御に必要なパラメータとの
バランスを考慮し、
Package分割は行わない。

まとめ

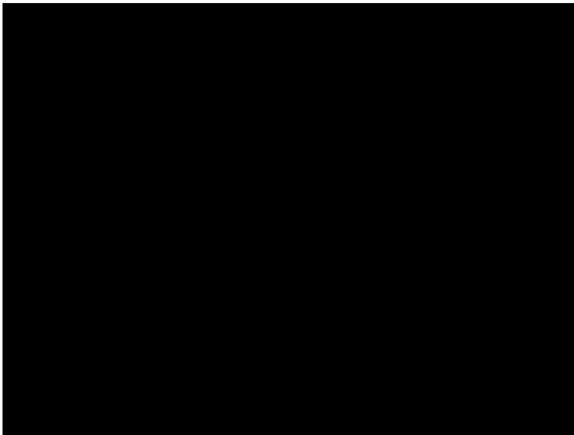
- ・ T_1 値, T_2 値測定について
- ・ SNR, CNR 測定について
- ・ 臨床への応用
(Logical thinking のすすめ)

さいごに

本講演が皆様方の
モチベーションへ繋がることを
期待します。

謝辞

木村 哲哉 様
(堺市立総合医療センター 技師長)



第62回学術大会
基礎セミナーⅢ

画像モニタを管理しよう

獨協医科大学埼玉医療センター 諏訪 和明

近畿支部 第62回学術大会 Link ~学べる、つながる~
基礎セミナー ~信頼を「つなぐ」~

画像モニタを管理しよう

~画像データと人の目の繋がり~

獨協医科大学埼玉医療センター 放射線部
諏訪 和明

2018.11.25(sun) 9:30~10:30

近畿支部 第62回学術大会 Link ~学べる、つながる~

画像モニタを管理しよう

~画像データと人の目の繋がり~

医用モニタに画像表示するために
知っておくべき事

医用モニタの管理について
当施設内で起こった事例紹介

近畿支部 第62回学術大会 Link ~学べる、つながる~

医用モニタに画像表示するために知っておくべき事

医用モニタ

DICOM画像 (DR・CT・MRIなどの画像)

ビューワ (画像表示ソフト)

近畿支部 第62回学術大会 Link ~学べる、つながる~

医用モニタ

表示の一貫性の確保

< 理想 >
どのモニタで見ても同じに見える

< 現実 >
モニタにも個性がある

どのモニタで見ても同じ様に見える

近畿支部 第62回学術大会 Link ~学べる、つながる~

GSDF

Grayscale Standard Display Function

グレースケール標準表示関数

- ◇ DICOM Base Standard (基本規約) -2008part14に記載されている
- ◇ GSDFは与えられた輝度の範囲にデジタル画素値を表示するための、客観的で定量的な仕組みを提供するために開発された。
- ◇ GSDFは1つの画像表示装置あるいは1つの画像モダリティの特性に基づかない、輝度の広い範囲にわたる、人間の視覚の測定モデルに基づいている (Bartenモデル)
- ◇ 異なるダイナミックレンジを持つ表示装置間の見え方を合わせる方法を定義している。

近畿支部 第62回学術大会 Link ~学べる、つながる~

DICOM Part14 (GSDF) の概念

見え方が合っているとする

16段階画像が等間隔で16段見える

異なる種類(輝度)のモニタで同じ画像データが等間隔で16段見える

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

GSDF

横軸は「JND index」というスケールで、1ステップの差が人が識別できる最小の輝度差に対応

JNDindex

JND	L(cd/m²)	JND	L(cd/m²)	JND	L(cd/m²)	JND	L(cd/m²)
1	0.0500	2	0.0547	3	0.0594	4	0.0641
5	0.0696	6	0.0750	7	0.0807	8	0.0864
9	0.0927	10	0.0991	11	0.1056	12	0.1121
13	0.1194	14	0.1267	15	0.1342	16	0.1419
17	0.1498	18	0.1580	19	0.1664	20	0.1750
21	0.1859	22	0.1951	23	0.2045	24	0.2141
25	0.2230	26	0.2321	27	0.2423	28	0.2532

GSDFは0.05から4000cd/m²の輝度範囲に対して定義されている。
輝度範囲内で1023JNDに分類されている
DICOM3.0 Part14より

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

医用モニタ

見え方を合わせる事で表示の一貫性を確保

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

医用モニタのLUT

||

GSDF

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DICOM画像 (DR・CT・MRIなどの画像)

	DR	CT	MRI
image size	2140×1760	512×512	512×512
bit/pixel	10~14	10~14	10~12
画素値	デジタル値	CT値	デジタル値
出力	P-value 相対濃度値	CT値	メーカー推奨値

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DR画像

DICOM Tag **Tag情報**

+

画像データ **画素データ**

データ送信時

Tag情報 **画素データ**

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DR画像のおさらい

processデータ 画像処理後のデータ
各パラメータによる処理済みの画像データ

過去 → DRYイメージャ
出力先が異なる！
現在 → 医用モニタ

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DR画像

モダリティからの出力方法

P-value

モニタに表示する為に合わせた出力値

相対濃度値 (D値)

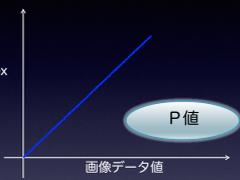
濃度に合わせた出力値

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DR画像

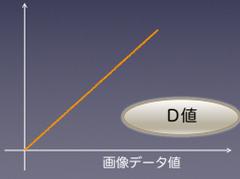
P-Value

JND indexとリニアな値



相対濃度値 (D値)

濃度とリニアな値

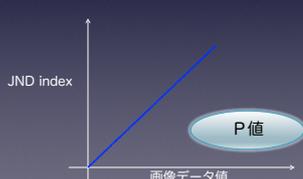


近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

P-Value

人間の視覚モデルを基に決められた視覚にリニアな階調格納Bit数(ピクセル値)を視覚的にリニアに当てはめた場合の画素値

JND Indexを正規化したもので、視覚的にリニアな値



人間の視覚に合わせたモニタ表示をさせる為のデジタル値

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

JNDindex

JNDインデックスにおける1ステップが弁別域である輝度差に帰着するような、グレースケール標準表示関数への入力値。

JND: 輝度(明るさ)を人間が識別できる最小の弁別閾
Just Noticeable Differenceの略

JND	L[cd/m ²]						
1	0.0500	2	0.0547	3	0.0594	4	0.0643
5	0.0696	6	0.0750	7	0.0807	8	0.0866
9	0.0927	10	0.0991	11	0.1056	12	0.1124
13	0.1194	14	0.1267	15	0.1342	16	0.1419
17	0.1498	18	0.1580	19	0.1664	20	0.1750
21	0.1839	22	0.1931	23	0.2025	24	0.2121
25	0.2220	26	0.2321	27	0.2425	28	0.2532

GSDFは0.05から4000cd/m²の輝度範囲に対して定義されている。輝度範囲内で1023JNDに分類されている

DICOM3.0 Part14より

1005	3552.7520	1006	3575.9030	1007	3599.2060	1008	3622.6610
1009	3646.2680	1010	3670.0300	1011	3693.9480	1012	3718.0180
1013	3742.2480	1014	3766.6350	1015	3791.1810	1016	3815.8880
1017	3840.7550	1018	3865.7850	1019	3890.9780	1020	3916.3350
1021	3941.8580	1022	3967.5470	1023	3993.4040		

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

P-Valueへの変換(12bitの場合)

最高輝度/最低輝度が分かれば、下記式で一義的に変換可能

$$\text{輝度} : Y = L_a + L_0 \times 10^{-D}$$

D: フィルム濃度
L_a: フィルム面反射輝度orモニタ最低輝度[cd/m²]
L₀: シャーカステン輝度orモニタ最高輝度[cd/m²]

Dmax-Dmin間を均等に割付

DICOM Part14に記載のテーブルに基づく変換

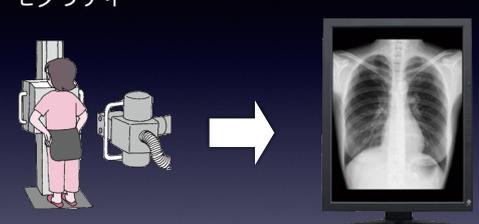
0~4095に均等に割付

D値	濃度	輝度	Log10(輝度)	JND index	P値
0	0.2	1271.9	3.104	847.185	4095
~	~	~	~	~	~
4095	3.0	12.0	1.079	233.319	0

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DR画像

モダリティ



P-valueでの出力ができる

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

DICOM Tag

DICOM Tagには画像の情報が記載
ビューワで表示させるための
情報が入っている！

↓

ビューワはDICOM Tagを解釈して
画素データをモニタへ送る！

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

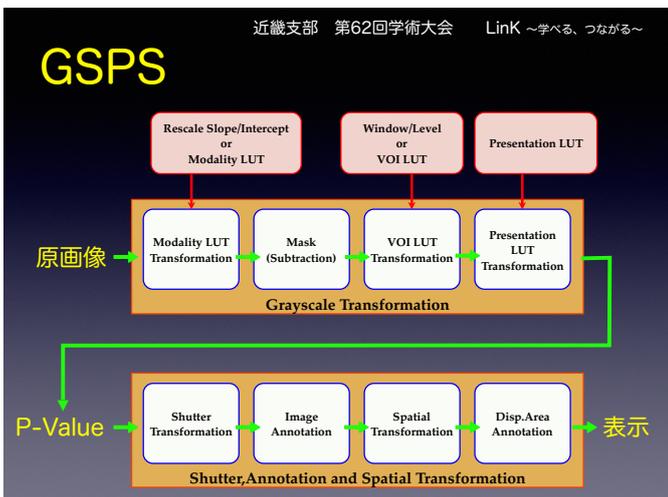
ビューワ（画像表示ソフト）

GSPS

Grayscale Softcopy Presentation State

画像もしくは一組の画像をどのように表示すべきかの
パラメータを保存し通信するためのオブジェクト

GSPSのオブジェクトは適用すべき画像への参照と、ソフトコピー
表示やフィルム出力の際に画像に適用される変換方法（階調変換、
シャッター変換、画像アノテーション、空間的変換、表示領域ア
ノテーション）を含む。

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

医用モニタに画像表示するために知っておくべき事

医用モニタ

GSDFでLUT設定
DICOM画像（DR・CT・MRIなどの画像）
P-valueでの出力ができる
ビューワ（画像表示ソフト）
GSPSで処理
表示の一貫性の確保

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

医用モニタの管理について

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

医用モニタの管理について モニタ管理のガイドライン

JESRA X-0093*B-2017
医用画像表示用モニタの品質管理に関するガイドライン
(日本画像医療システム工業会：JIRA)



近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

表示の一貫性の確保

検像端末 読影端末 診察室

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

経時変化

輝度が徐々に低下していく

1万時間 で70% 3万時間 50%

キャリブレーション推奨輝度

出荷時設定は低く、一定期間同じ輝度で使い続けることが可能。いずれ限界が来る

使用時間 (hr)

<CCFL仕様の場合>

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

キャリブレーション

輝度 (%)

最大輝度

キャリブレーション

使用時間 (hr)

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

キャリブレーション

目標曲線
測定点
許容公差

目標曲線
測定点
許容公差

コントラスト応答の修正

GSDFの確保

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

精度管理が出来ている事で

検像端末 読影端末 診察室

常に表示の一貫性が確保される

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当院でのモニタ管理

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当院の医用モニタ

94枚

1面：52カ所 2面：19カ所

精度管理出来ないモニタ

2M 1面 3カ所（一般撮影室）

3M 1面 1カ所（検診システム）

当院の医用モニタ配分

A社：91枚 B社：2枚 C社：1枚

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

はじめは

当院のモニタ管理体制は JESRA X-0093 * A-2005

で運用開始

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理を始めるにあたり

モニタ管理の組織作り

JESRA X-0093 * B-2017

医療機関が

医用モニタ品質管理責任者

を選任

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

医用モニタ品質管理責任者

3段階の業務分類

導入時への関与：医用モニタ導入時における仕様等の策定

ルール作り：品質維持に関する管理/運用規定の作成

実際の管理実行：受入試験及び不変性試験の実施

モニタ管理グループ

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の組織作り

旧ガイドラインでは…

品質保証委員会

情報処理室 事務職 6名の組織

放射線部 放射線技師 5名

モニタ管理グループ

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の組織作り

モニタ管理グループ

モニタ品質管理者：情報処理室より選出

形式上

情報処理室が 管理+実働

放射線部は問題があった時などに実働

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の運用方法

- ・ 受入試験
- ・ 集中管理ソフトへの登録
- ・ 不変性試験
- ・ 集中管理のチェック
- ・ NG発生時の対応
- ・ 医師、医療スタッフの窓口
- ・ メーカーの窓口
- ・ 新規モニタの購入申請

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の運用方法

管理方法

HIS端末接続

外来 → 診療科 → 診察室

病棟 → 棟 → 設置場所

放射線関係 ↔ 読影室
医局

読影端末接続

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の運用方法

ディスプレイ設置場所を明確にする

不変性試験：1年以内

試験の順番が明確になる！

不変性試験は情報処理室中心の業務

トラブル時は放射線部担当者へ連絡が入り、対応する。

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の運用方法

当院での取り決め事項

業務分担

HISに接続のモニタ 読影端末に接続のモニタ

情報処理室 放射線部担当者

情報共有

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理の運用方法

当院での取り決め事項

全ての責任は情報処理室

- ・ メーカーとの窓口
- ・ 診療科医師の窓口
- ・ 不具合に対する初期対応
- ・ 新規導入に伴う初期設定
- ・ 医用モニタ購入に関する予算申請 など…

放射線部はお手伝いに徹する！

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理をしている上での問題点

マルチメーカーのモニタでは行えない

モダリティに付属しているモニタでは行えない

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理を行う上で

施設内で運用を明確にする事が重要

役割分担を含めた情報共有と協力体制の構築

診療放射線技師・事務関係者・医師
に対してモニタ管理の必要性を知ってもらう事

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

現在の当院での問題点

- ✓ 医用モニタ品質管理責任者

5.1 医療機関の体制及び医用モニタ品質管理責任者
医療機関の体制は、JIS Z 4752-1に即って構築されるべきである。医療機関は医用モニタ品質管理責任者を選任する。医用モニタ品質管理責任者は医用モニタの受入試験、不定期試験に精通していることが望ましい。
- ✓ 品質維持に関する管理/運用規定の作成

5.2.2 品質維持に関する管理/運用規定の作成
- 設定・試験条件の指定(キャリブレーション設定・環境湿度を含めた管理をするかどうか)
- 試験実施者への教育・訓練
- 測定器の管理
- 医用モニタの更新時期、不具合時の対応
- 特定用臨床画像の準備(代替として基準臨床画像を使用してもよい)

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

モニタ管理を行う上で重要なこと

放射線技師だけでは困難が多い！
事務関係者・医師などの
協力が不可欠

協力体制の構築

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当施設内で起こった事例紹介

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当施設内で起こった事例紹介

検像端末	読影端末	診察室
		
GSDF	GSDF	r=2.2
精度管理あり		精度管理なし

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当施設内で起こった事例紹介

モニタのLUT

GSDF $r=2.2$ Log Linear CIE
などがある

色の濃淡の変化特性
グラフによる比較

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当施設内で起こった事例紹介

モダリティ A モダリティ B

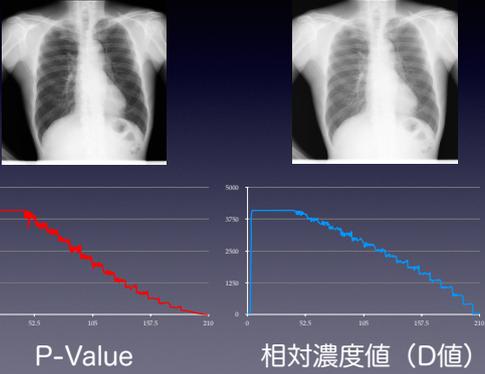


いつもモダリティBの画像は白っぽい

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

当施設内で起こった事例紹介

モダリティ A モダリティ B



P-Value 相対濃度値 (D値)

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

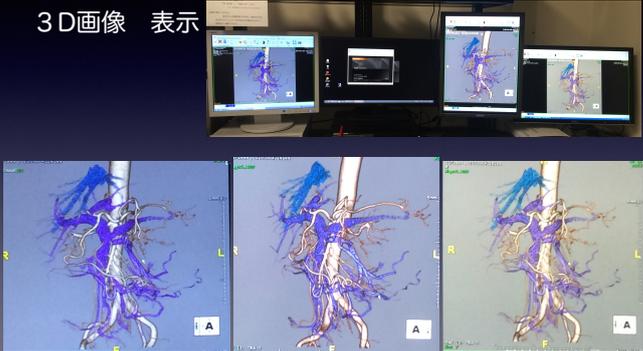
事例紹介

院内におけるカラー表示の問題点

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

ある施設のモニタ表示

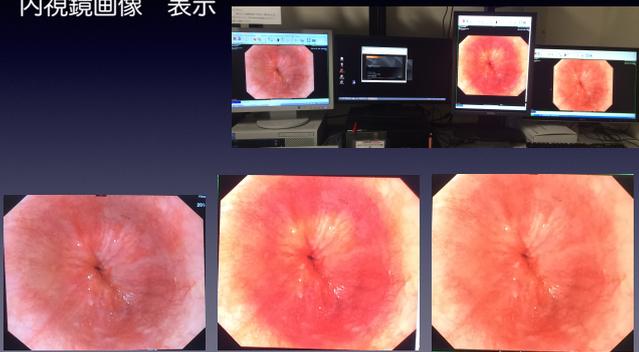
3D画像 表示



近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

ある施設のモニタ表示

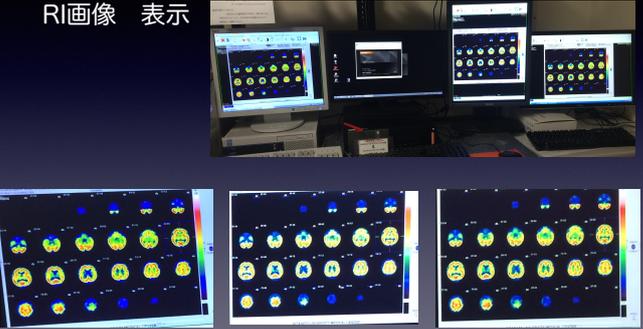
内視鏡画像 表示



近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

ある施設のモニタ表示

RI画像 表示



近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

RI 画像

汎用モニタ

3M医用モニタ (カラー)

This slide compares the appearance of RI (Radioisotope) images on different types of monitors. It shows two sets of images: '汎用モニタ' (General Monitor) and '3M医用モニタ (カラー)' (3M Medical Monitor (Color)). The general monitor images appear less vibrant and more washed out, while the 3M medical monitor images are much more colorful and detailed, showing clear anatomical structures in various colors (red, green, blue, yellow).

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

色の見え方で
受ける印象は大きく異なる

This slide contains the text '色の見え方で 受ける印象は大きく異なる' (The impression you receive is very different depending on how the color looks).

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

カラー画像 $\gamma=2.2$

近年のモニタは、エリアでLUTを変えられる

This slide shows a screenshot of a software interface for image processing. It features a grid of image thumbnails. On the left, there are 'color' images with a $\gamma=2.2$ label. On the right, there is a 'Monochrome' image with 'DICOM GSDF' and 'DICOM' labels. The interface includes various adjustment sliders and buttons.

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

最後に…

放射線技師は自分の提供した画像
に責任を持たなければならない。

出力画像だけでなく画像に含まれ
ている情報や表示装置も知る必要
がある。

This slide contains the text '最後に…' (Finally...), '放射線技師は自分の提供した画像に責任を持たなければならない。' (Radiation technologists must be responsible for the images they provide.), and '出力画像だけでなく画像に含まれている情報や表示装置も知る必要がある。' (We need to know not only the output images but also the information contained in the images and the display device).

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

最後に…

モダリティ

医師の目

Link

信頼をつなぐ

This slide features the text '最後に…' (Finally...), 'モダリティ' (Modality), '医師の目' (Physician's eye), 'Link', and '信頼をつなぐ' (Connect trust). Below the text is an image of a computer monitor.

近畿支部 第62回学術大会 LinK ~学べる、つながる~

ご静聴ありがとうございました。

This slide contains the text 'ご静聴ありがとうございました。' (Thank you for listening quietly).