

核医学画像処理ソフトの結果利用 ‘数値化’

— 薬機法下の今後・処理結果から診断へ —

新潟大学医歯学総合病院 診療支援部 放射線部門 羽田野 政義 (Hatano Masayoshi)

昨年に引き続き、機能画像である核医学画像を処理して得られる結果‘数値化’についての議論を行いました。改正された薬事法(医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律、2014年11月26日施行「医薬品医療機器等法」とも：以下、薬機法)により、いままでの事情と変わり単体プログラムの薬事承認によって、得られた処理結果の診断利用が認められました。使用される状況は従来とあまり変わりませんが、ソフトウェアが医療機器として認められることで、より得られる処理結果の重みが増したと思われます。医療機器の「核医学画像処理ソフトウェア」を使って、より診断に適した結果を求め、現在行っている手技などについて議論を深めたいと思いました。処理技術やコツ、自動処理化されたアプリケーションでの結果に潜むピットフォールなどについて、実験や臨床データによる評価で検討いただき、診断・治療に役立つ安定した結果を目指す議論

をと考えました。山形大学医学部附属病院、大場誠様と市立秋田総合病院、山崎真一様に演者をお願いしました。大場様には脳血流シンチにおける線減弱係数 (μ 値)の設定に着目した検討さらに脳血流SPECT統計解析ソフトウェア上での解析・検討を、山崎様には心機能解析ソフトウェアから得られる各指標の評価、さらにソフトウェアによる特色・注意点などについて検討をお願いしました。薬機法下の核医学画像の単体処理ソフトをめぐる責任所在や環境の変化を迎えたこの時期に、「数値化」された処理結果がもたらす情報と意味、核医学診療に携わる診療放射線技師の重要な役割「適切な画像を得る」「数値を独り歩きさせない」ことについて考えていただけたらと思います。お忙しい中会場に参加して下さった皆様に感謝を申し上げます。

以下、各演者の抄録を掲載します。

脳血流分野：線減弱係数の再検討

山形大学医学部附属病院 放射線部 大場 誠 (Ohba Makoto)

【背景】

現在、画像再構成法にはフィルタ補正逆投影法(以下FBP法)と逐次近似画像再構成法(以下OS-EM法)が存在し、脳血流検査における吸収補正にはChang法が多用される。Chang法とは減弱がないものとして再構成された断層画像に補正を加え、被写体(頭部)の減弱係数分布を一定と考えて計算する。その際、輪郭抽出と適切な線減弱係数の設定が重要である。

【目的】

脳血流検査で多用される吸収補正法であるChang法で設定する線減弱係数について見直し、再認識をする。

①最適な線減弱係数の算出

当院の臨床条件に従って撮影したPoolファントムに対し、profile curveを作成した。

装置はSymbiaT2(SIEMENS)、Syngo MI workplace VA60C/e-soft(SIEMENS)である。

【検討項目】

線減弱係数の値に影響する因子として

- ・核種の違い (^{99m}Tc , ^{123}I)
- ・再構成法の違い (FBP, OS-EM)
- ・コリメータの違い (LEHR, LMEGP, MELP (^{123}I のみ))
- ・散乱線補正の有無による違い

【収集条件】

《 ^{99m}Tc の場合》

コリメータはLEHR、LMEGPの2種類を使用し、matrix size=128×128、pixel size=3.3mm、zoom=1.45、3度ステップ、連続収集モードで収集した。再構成条件はFBPとOSEMの2種類を使用し、FBPの場合カットオフ周波数を0.65[cycle/cm]order=8、吸収補正chang法での μ 値を散乱補正有りの場合、0.09,0.11,0.13,0.15,0.17,0.19、散乱補正無しの場合、0.05,0.07,0.09,0.11,0.13,0.15と段階的に6種類変化させた。OSEMの場合、subset=10、iteration=10、gaussian filter=6.6 [mm]とし、吸収補正はCT吸収補正を行った。

《 ^{123}I の場合》

コリメータはLEHR、LMEGP、MELPの3種類を使用し、matrix size=128×128、pixel size=3.3mm、zoom=1.45、4度ステップ、連続収集モードで収集した。

再構成条件は同様にFBPとOSEMを使用し、FBPの場合、カットオフ周波数を0.53[cycle/cm]order=8、吸収補正chang法での μ 値を散乱補正有りの場合、0.08,0.10,0.12,0.14,0.15,0.16,0.18、散乱補正無しの場合、0.05,0.07,0.09,0.11,0.13,0.15と同様に变化させた。但し、LEHRの場合は散乱補正有りの場合、0.06,0.08,0.10,0.12,0.14,0.16、散乱補正無しの場合、0.01,0.03,0.05,0.07,0.09,0.11とした。OSEMの場合、subset=6、iteration=5、gaussian filter=6.6[mm]とし、吸収補正はCT吸収補正を行った。散乱補正はいずれも行った。

Table 1 Poolファントム画像による最適

		SC(+)	SC(-)
^{99m} Tc	LEHR	0.15	0.11
	LMEGP	0.15	0.11
		SC(+)	SC(-)
¹²³ I	LMEGP	0.15	0.11
	MELP	0.16	0.11
	LEHR	0.10	0.05

【結果および考察】

^{99m}Tcの場合、LEHR、LMEGPいずれも散乱補正有りで $\mu = 0.15$ 、散乱補正無しで $\mu = 0.11$ となった。¹²³Iの場合、LMEGPの場合、散乱補正有りで $\mu = 0.15$ 、散乱補正無しで $\mu = 0.11$ となったが、他にMELP、LEHRを使用したとき、算出結果に差異が生じた。

¹²³Iのエネルギースペクトルを見てみるとLEHRとLMEGPとで159keVよりも高エネルギー成分の散乱線と529keVのガンマ線の差が約2~3倍生じている。また、¹²³Iの場合、529keVのガンマ線がコリメータの隔壁を通過するペネトレーションの影響も考えられ、そういった、ペネトレーションに寄与するガンマ線と高エネルギー成分の散乱線が算出結果に影響を与えていると考える。

② eZIS解析による臨床画像での検討

《eZISでの施設間差補正》

解析過程は、撮影した自施設のHoffmanファントムデータをNormalizeして型を合わせ込み、国立精神・神経センター武蔵病院(以下武蔵病院)で撮影したHoffmanファントムデータと比較して変換係数を求める。その係数を同様にNormalizeして型に合わせ込んだ被験者のデータに掛け合わせて補正を行う。この補正によって武蔵病院のノーマルデータベース(以下NDB)を使用することが可能となる。施設間差補正に基づいてNDBと被験者データを比較し、その結果をZ-Scoreとして算出後、NDBに対しての増減領域を表示する。大事なことは自施設Hoffmanデータの μ 値とeZIS解析を行う解析データ(主に臨床での場合は患者データ)の再構成時の μ 値を揃えて解析することである。

《eZIS搭載のNDB》

eZISに搭載されるNDBとは各年齢層で分けられたもので、成人健常者の条件として脳血管障害や脳機能障害の既往、その他日常生活に障害がなく、MRI画像が正常であり、精神

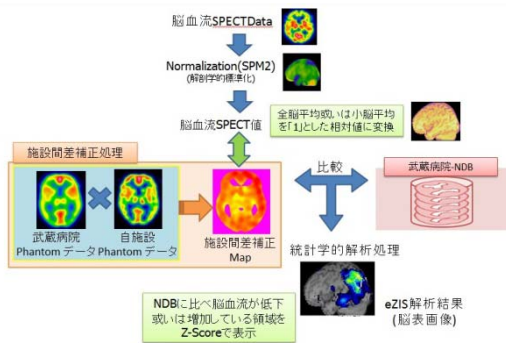


Fig.1 eZIS解析過程

科医師が健常と判断された方のECD-SPECT画像をもとに作成している。また、高齢者の場合は、MMSEなどの神経心理学検査結果が正常で、且つ脳血管障害の危険因子がないことも健常者の条件としている。

《Specific VOI Analysisとは》

eZIS解析ではSpecific VOI Analysis(以下SVA)と呼ばれる疾患特異領域内での解析方法を採用し、VOIと血流低下領域が重なるとアルツハイマー型認知症の疑いが強いことを意味する。そのSVAの評価項目としてSeverity、Extent、Ratioの3つの指標があり、Severityが血流低下領域の程度、Extentは血流低下領域の広がり、Ratioは血流低下の特異性を表す。

【収集条件】

当院の脳血流ECD検査のprotocolに従ってHoffman3-D脳ファントム(産業科学株式会社)を撮影した。

コリメータはLEHR、matrix size=128×128、pixel size=3.3 mm、zoom=1.45、3度ステップ、連続収集モードで収集した。解析ソフトはeZIS LANC@T版 1.0.4.0、3DSRT LANC@T版 1.0.4.0(いずれも富士フイルムRIファーマ社)を使用した。再構成条件はFBPを使用し、カットオフ周波数=0.65 [cycle/cm] order=8、吸収補正chang法での μ 値を0.09,0.11,0.13, 0.15, 0.17,0.19と段階的に6種類変化させた。散乱補正は行っていない。

【対象患者】

正常患者とアルツハイマー型認知症(以下AD)の患者それぞれ5名を選択した。正常患者の選定方法としてeZIS解析結果のSVA(Severityの値)が低い方、SPECT画像で血流低下部位が比較的少ない患者データとした。正常患者のSeverityは平均±S.D.= 0.67±0.06、AD患者では平均±S.D.= 2.91±0.17であった。

【検討項目】

- 1.Hoffman画像での μ 変化による領域別カウント変化
- 2.施設間差の補正
- 3.2種類のNDBとの比較 (eZIS搭載NDB(以下eZIS-NDB) , 当院で作成したNDB(以下山形大NDB))
- ・当院で作成したNDBについて

2013年1月から2014年3月までの期間で脳血管障害や脳機能障害の既往、その他日常生活に障害の無い健常者30名を選定し、^{99m}Tc-ECD SPECT施行した。平均年齢 71.3 ± 8.20 歳、男女比:7:13 であり、健常者20名のECD-SPECTデータからeZISでNDBを作成し、それを“山形大NDB”とした。

【結果・考察】

- 1.Hoffman画像での μ 変化による領域別カウント変化
右側、左側ともに基底核、小脳、前頭葉の順で μ 値が高くなるとカウントの変化が大きかった。
- 2.施設間差の補正

自施設Hoffmanファントムデータの μ 値0.15に対して解析データの μ 値が0.09~0.19まで変化させたデータで

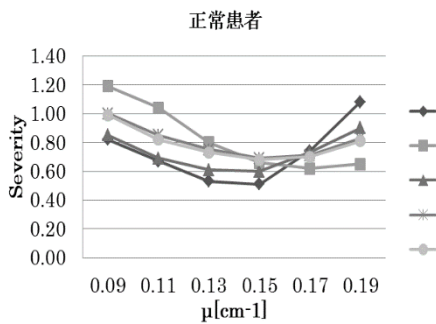


Fig.2 Hoffman0.15 vs 解析データ0.09~0.19

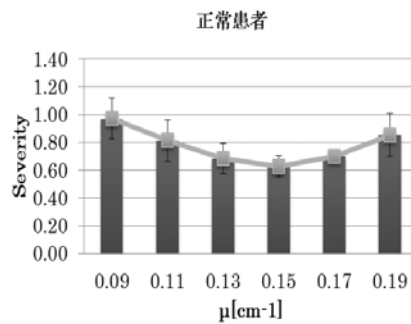


Fig.3 各μ値での平均値

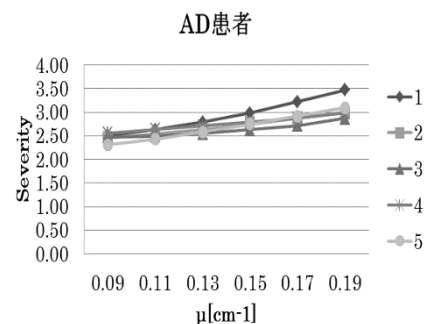


Fig.4 Hoffman0.15 vs 解析データ0.09~0.19

eZIS解析を行った場合、正常患者での解析結果はFig.2、3より μ 値0.15付近でSeverityが最小値となった。Extent、Ratioのグラフでもほぼ同様であった。AD患者の場合は正常患者データの解析時で生じた μ 値0.15付近で収束する結果に対して、Fig4よりSeverityのグラフの変動が小さい、ほぼ平坦な傾きとなり、また、自施設のHoffmanデータと異なる μ 値のデータで解析を行うと μ 値を高くした方が解析結果に影響することが分かった。それは、施設間差補正用としてのHoffmanファントムは頭蓋骨に覆われておらず、 μ 値を高くしたほうが人体とファントムとの違いが顕著に発生するためだと考える。

施設間差補正用ファントムデータを使用しないeZIS解析結果では正常患者データは μ 値0.12付近でSeverityが最小値となった。Extent、Ratioのグラフでもほぼ同様であった。施設間差補正を行わないということは武蔵病院のHoffmanデータとの比較になることを意味し、武蔵病院のHoffmanファントムデータの μ 値が0.12のため、その値付近で最小値となることが考えられる。AD患者の場合、グラフの傾きが少なく、正常患者データの解析より精度よく行っているのではないかと考える。

3.2種類のNDBとの比較

eZIS-NDBと山形大NDBのそれぞれを使用し、自施設Hoffmanデータと解析するデータに対して再構成時の μ 値を揃えて解析したとき正常患者ではSeverityに関してはどちらも変化が少ないグラフとなったが、特にExtent、Ratioでは山形大NDBを使用したときの方が、ほぼ0に近い

値となった。AD患者ではeZIS-NDBより山形大NDBの方がSeverityのグラフで変動が少なく、Extent、Ratioでも同様の結果であった。

【結語】

最適な線減弱係数に関しては散乱補正の有無、コリメータ違いで最適な μ 値が異なる場合があるので核種、コリメータごとに施設で調べておく必要があると考えます。また、eZIS解析にあたり、施設間差補正用Hoffmanデータの μ 値と解析データの μ 値が一致していることが、大前提となり、それが、精度良い解析結果に繋がると考える。正常患者データでの解析の場合、自施設で作成したNDBで解析を行った方が良好な結果が得られたので可能であれば自施設ごとNDBを作成し搭載することが望ましいと考える。

【参考文献・図書】

- 1) 福喜多 博義 監修: 核医学画像処理 日本核医学技術学会出版委員会
- 2) 松田 博史: eZIS画像の評価方法について 富士フィルムRIファーマ
- 3) 松田 博史: eZIS疾患特異領域解析 富士フィルムRIファーマ
- 4) 山本泰司 他: 脳血流SPECT統計学的画像解析における精度・評価に関する研究班報告 日本放射線技術学会雑誌 Vol.64 No.6
- 5) 山本泰司 他: 脳血流SPECTにおける統計学的画像解析法—eZISとiSSPの処理の違いと注意点— 日本放射線技術学会雑誌 Vol.67 No.6

^{99m}Tc製剤心電図同期心筋血流SPECTから得られる心機能指標の妥当性・注意点

— Heart Function View、cardioREPO —

市立秋田総合病院 放射線科 山崎 真一 (Yamazaki Shinichi)

【背景】

^{99m}Tc製剤心電図同期心筋血流SPECT (^{99m}Tc心筋血流SPECT)における心機能評価ソフトウェアには、QGS (Quantitative gated SPECT) や pFAST (Perfusion and Function Assessment by Myocardial SPECT)などが用いられているが、近年においては、HFV (Heart Function View) や cardioREPOなど新たな心機能解析ソフトウェアが開発され、臨床診断に広く応用されている。

cardioREPOではnon-Gateデータ、Gateデータから自動で解析を行う。QGSやpFASTのような左室機能解析や、cardioGRAFなどの心筋局所における位相解析、QPSやcardioBullでの自動スコアリングが算出可能となっている。またANN解析機能によって、その患者データから得られる特徴量、例えば大きさや形状、カウントなど様々なデータを自動で解析し異常部位を特定することができる。HFVでは

cardioREPO 同様にGateデータを読み込ませることで自動輪郭抽出を行い、心筋部のみを抽出する。そこから左室容量曲線をもとにした心機能解析やpolar mapでの表示が可能である。収縮開始位相のヒストグラムを基にした心筋局所のPhase解析などが算出可能となっている。これらの新たな心機能解析ソフトウェアの自施設使用において、算出される各心機能指標の妥当性について検証しなくてはならない。

【使用機器】

- ・ガンマカメラ: E.CAM (SIEMENS社)、解析装置: e.soft (SIEMENS社)、
- ・コリメータ: 低エネルギー用高分解能コリメータ
- ・MRI装置: Ingenia 1.5T (PHILIPS社)

【SPECT収集条件】

収集マトリクス: 64×64、回転角度/方向数: 360°/60view、収集時間: 20sec/view R-R分割: 16分割

【MRI撮像条件】

撮像プロトール: M2D Balanced TFE (Cine MRI) マトリクス: 192×256

【目的・方法1】

^{99m}Tc 製剤心電図同期心筋血流SPECTからQGSとcardioREPOを用いて算出された左室拡張末期径(EDV)、左室収縮末期径(ESV)、左室駆出率(EF)、peak filling rate (PFR)を求め妥当性について比較検討した。対象は^{99m}Tc-MIBIにて安静負荷心電図同期心筋血流SPECTを施行した連続50例である。

【結果1】

両者のソフトウェアから算出されたEDVを比較したものを示す(Fig.1)。安静時における相関係数は $r=0.97$ 、負荷時においても $r=0.98$ と極めて良好な正の相関を示した。同様にESVを比較した場合(Fig.2)では、安静時 $r=0.9$ 、負荷時では $r=0.89$ と良好な相関を示した。EFを比較したグラフを示す(Fig.3)が、安静時では $r=0.68$ 、負荷時では $r=0.69$ と有意な相関は示したものの、EDV・ESVに比べやや疎な関係であ

った。PFRについて比較したグラフ(Fig.4)では、安静時で $r=0.64$ 、負荷時においては $r=0.78$ とこちらも相関は示すものの中程度の相関に留まる結果であった。EDVの平均値をソフトウェア間で比較した。安静時および負荷時の両者とも、QGSに比べcardioREPOにおいて有意に高値を示した。ESVについて比較した場合には、安静時・負荷時ともcardioREPOにおいて有意に低値を示した。EFについては、安静時・負荷時ともにcardioREPOの方が有意に高値を示した。PFRでは安静時および負荷時の両者とも、cardioREPOにおいて有意に高値を示した結果であった。

【考察1】

cardioREPOから算出される各心機能指標は、QGSと比べ概ね良好な相関を示したが、EF・PFRにおいては中程度の相関関係であり、cardioREPO単独で用いる際には注意が必要である。

【目的・方法2】

- 1) QGSおよびHFVの2つのソフトウェアを用いて、EDV、ESV、EF、PFRを求め比較検討した。
- 2) QGSで左室を20分割した各領域のTTMT (time to maximum thickening)を%cycleで表示し、その変動係数(%CV)を算出し、またHFVおよびcardioREPOから得られるHistogramのBandwidthとPhase SDを求め、それぞれを左室同期不全の指標とし比較検討した。対象は種々の心疾患およびその疑いにて^{99m}Tc-tetrafosmin安静心電図同期心筋SPECTを施行した洞調律の連続203例とした。

【結果2】

QGSとHFVで算出されたEDV、ESV、EFを比較したものを示す(Fig.5)。EDV、ESVは両者ともに相関係数が $r=0.98$ であり、またEFにおいても $r=0.94$ と各指標とも極めて良好な相関を示した。同様に両者のソフトから算出されたPFRを比較したものと、QGSのTTMTから求めた%CVとBandwidthおよびPhase SDを比較したものを示す(Fig.6)。PFRにおいては、 $r=0.76$ とEDV、ESV、EFに比べ相関は劣ったものの良好な

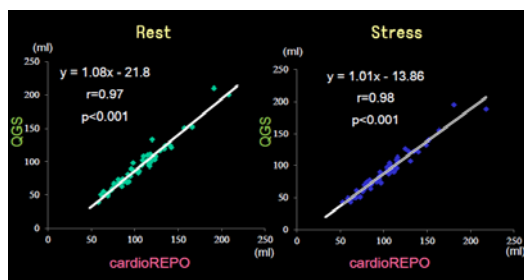


Fig.1 QGS vs cardioREPO (EDV)

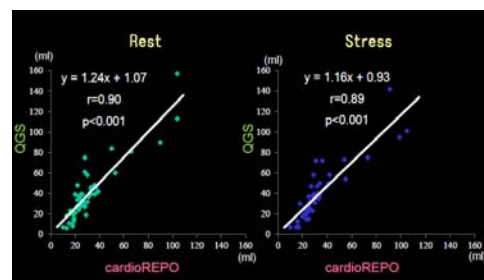


Fig.2 QGS vs cardioREPO (ESV)

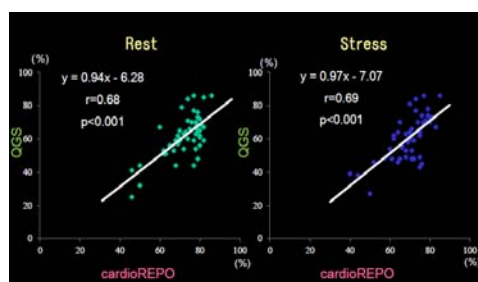


Fig.3 QGS vs cardioREPO (EF)

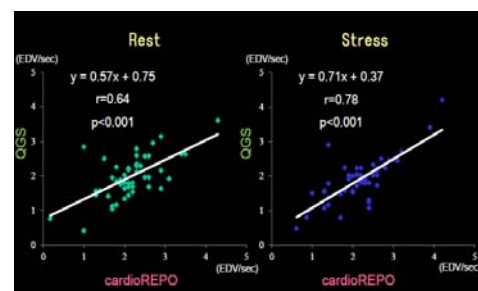


Fig.4 QGS vs cardioREPO (PFR)

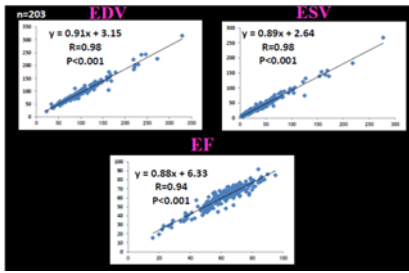


Fig.5 QGS vs HFV

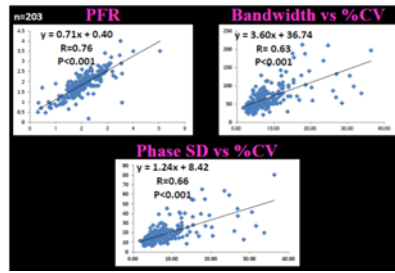


Fig.6 QGS vs HFV

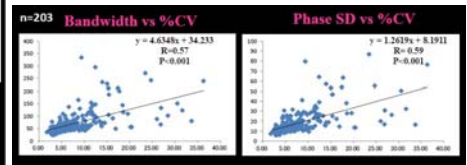


Fig.7 QGS vs HFV

相関を示した。一方Bandwidthと%CVでは $r=0.63$ 、Phase SDと%CVでは $r=0.66$ といずれも有意な相関を示したものの、他の指標の相関と比較すると疎な関係となった。同様にcardioREPOから算出されるBandwidthとPhase SDを%CVと比較したものを示す (Fig.7)。Bandwidthと%CVでは $r=0.57$ 、Phase SDと%CVでは $r=0.59$ とやや疎な関係となった。QGSおよびHFVから算出された各心機能指標の平均値を比較した。EDV、ESVともQGSに比べHFVで優位に低値を示した。EFについては優位な差は認められなかったものの、PFRにおいては優位にHFVで低値を示す結果であった。

【考察2】

HFVから算出されるBandwidth およびPhase SD とQGSのTTMTから算出した%CVの比較では中等度の相関に留まったのは、TTMTは収縮末期位相を、HFVのHistogramは収縮開始位相を見ているという基本的な方法論の差異によるものと考えられたが、その点を考慮すると充分許容できる範囲だと思われる。cardioREPO から算出されるBandwidth およびPhase SD は、QGSのTTMTと同様に収縮末期位相であるのでHFVに比し良好な相関を得られると期待したが、こちらも相関関係は中等度に留まったうえに、HFVに比べ相関はやや劣る結果であった。これは、各ソフトウェアで使用されているフィッティング次数が異なることが要因ではないかと考えられた。

【目的・方法3】

Small heart症例に対しQGSで解析を行うとESVは過小評価し、EFにおいては過大評価すると言われている。HFVやcardioREPOで解析するとESVやEFはどうなるか。QGSにてESVが10ml以下であったものをSmall heartとし、17症例についてQGSとcardioREPOおよびHFVにより解析を行い左室機能指標の解析精度について比較検討した。

【結果3】

QGSとcardioREPOから算出したESV、EFを比較したもの

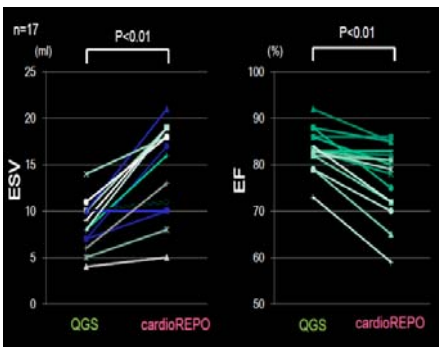


Fig.8 QGS vs cardioREPO

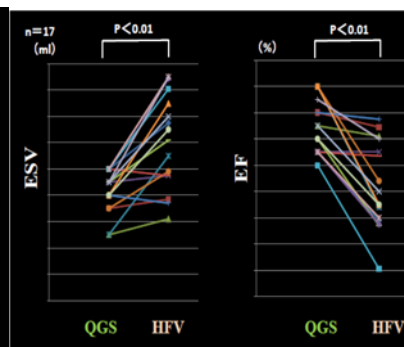


Fig.9 QGS vs HFV

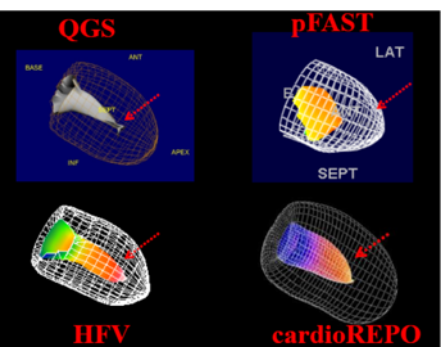


Fig.10 各ソフトのESV(3D表示)

を示す (Fig.8)。ESVにおいてはQGSに比べcardioREPOで有意に高値を示し、EFにおいては有意にcardioREPOで低値を示した。同様にQGSとHFVを比較したものを示す (Fig.9)。cardioREPO同様、ESVではHFVの方が有意に高値となり、EFにおいてはHFVで有意に低値を示す結果であった。Small heart例のESVでの心筋を三次元表示で示す (Fig.10)。QGSと以前使用していたpFASTにおいては心尖部がつぶれてしまっているが、HFVやcardioREPOでは心筋内腔がきちんとトレースされているため心尖部がしっかりと描出されているのが分かる。

【考察3】

HFVの心筋抽出の方法は可変閾値法というこれまでの心筋自動輪郭抽出ソフトウェアには無い独自の抽出方法を採用し、cardioREPOにおいては、先に述べたANN解析にてSmall heartと判断した場合、通常的心筋輪郭抽出とは違う手法で解析を行う機能が備わっている。このような点からQGSやpFASTよりも心筋輪郭抽出の精度が向上した事により、ESVの過小評価やEFの過大評価が改善されたのではないかと考えられた。

【目的・方法4】

当院では心臓MRI検査を2014年3月から実施しており、腎不全例や腎機能低下例、高度石灰化例などが対象となる。心臓MRIにおいて冠動脈の評価を目的とする検査の場合は造影剤を使用しない。つまり冠動脈CTと違い造影剤により心臓への負荷をかけない事から、心筋血流シンチグラフィと同等の条件下での検査であると考えられる。この事から以下の検討を行った。

^{99m}Tc製剤心電図同期心筋血流SPECTにおいて各ソフトウェアから算出される心機能解析結果を、心臓MRI検査から算出される心機能指標と比較検討した。対象は11例の健常ボランティアと種々の心疾患を有する洞調律の17例の全28例である。

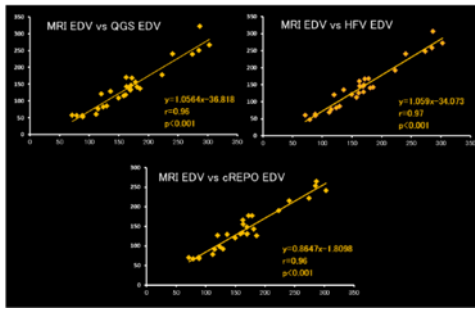


Fig.11 MRI vs ソフトウェアの比較(EDV)

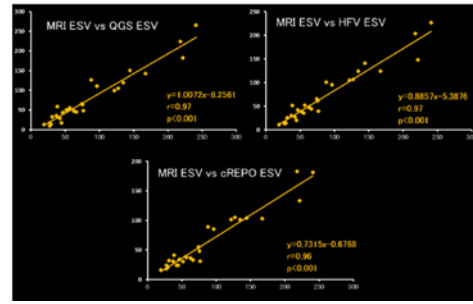


Fig.12 MRI vs ソフトウェアの比較(ESV)

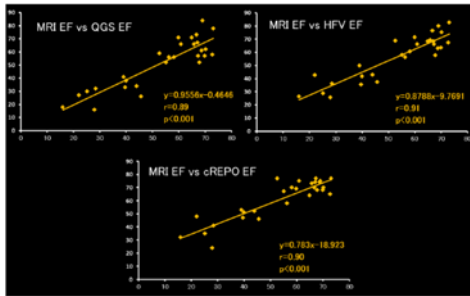


Fig.13 MRI vs ソフトウェアの比較(EF)

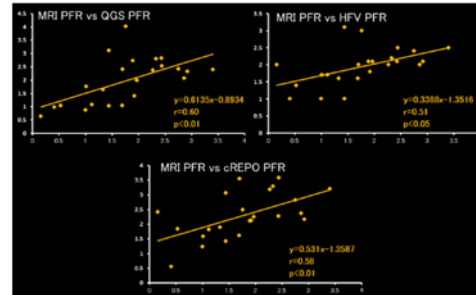


Fig.14 MRI vs ソフトウェアの比較(PFR)

【結果4】

^{99m}Tc心筋血流SPECTと心臓MRIから算出されたEDVを比較したものを示す(Fig.11)。MRIおよび心筋SPECTの各3つのソフトウェアから算出したものを比較したところ、QGSとの比較では $r=0.96$ 、HFVとでは $r=0.97$ 、cardioREPOとの比較では $r=0.96$ と極めて良好な正の相関を示した。次にESVを比較したものを示す(Fig.12)。EDVと同様にQGS: $r=0.97$ 、HFV: $r=0.97$ 、cardioREPO: $r=0.96$ と各ソフトウェアとも良好な相関を示した。EFについては(Fig.13)、QGS: $r=0.89$ 、HFV: $r=0.91$ 、cardioREPO: $r=0.90$ と、こちらも良好な相関を示した。PFRでは(Fig.14)、QGS: $r=0.6$ 、HFV: $r=0.51$ 、cardioREPO: $r=0.58$ と他の指標に比べやや疎な関係となった。次に各検査から算出したEDVの平均を比較したところ、MRIに比べ各3つのソフトウェアで有意に低値を示した。ESVにおいてもEDV同様にMRIよりも有意に低値を示す結果であった。EFにおけるMRIとの比較では、QGSでは有意な差を認めなかったが、HFVでは有意に高値となる傾向を示し、cardioPEPOにおいては有意に高値を示した。PFRについては、QGS、HFVともにMRIとは有意な差を認めなかったものの、cardioPEPOにおいて有意に高値を示した。

【考察4】

心筋SPECTおよび心臓MRIから算出されるEDV、ESV、EFは、良好な正の相関を示した。先に述べたように心臓MRIは造影剤を使用しないことから心筋SPECTと同じ条件下での検査であると考えられるため、これらの指標が相関を示したことは信頼のおけるデータであると思われる。一方PFRにおいては他の指標に比べ中等度の相関に留まったのは、方法2でも述べたように、各ソフトウェアで使用しているフィッティング次数が異なることが要因ではないかと考えられた。

【総括】

HFVとcardioREPOの解析結果について検討した。^{99m}Tc心筋血流SPECTにおいて心機能解析を行う際には、客観的

かつ正確な心機能評価を行うため、各々のソフトウェアの特徴を把握し、正しく解析を行うことが必要である。ただし注意していただきたいのは、どちらのソフトウェアが「良い・悪い」という事ではなく、あくまで各施設でこれらのソフトウェアを使用する際にこの結果を十分理解したうえで、今後の診療に活用していただきたいと思う。今回、心機能解析ソフトウェアから算出される「数値」について述べた。「数値」を出すことは読影する医師にとって大変有用な情報であり、診断の一助になることは間違いない。しかし、これらのソフトウェアを使用し正しい情報を与えるためには、「適切な撮像条件」と「適切な画像再構成条件」である事が前提である。今一度、各施設で撮像条件や再構成条件を見直す機会を作って頂きたいと思う。

【参考文献】

- 1) Germano G, et al. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion spect. J Nucl Med. 1995; 36:2138-2147
- 2) 鎌田伸也 「Heart Function View使用上の注意点ー正しい解析結果を得るためにー」Heart Function View Handbook
- 3) 中川正康 「Heart Function Viewを用いて解析した症例の紹介」Heart Function View Handbook
- 4) [Boogers MM, Van Kriekinge SD.](#) et al. Quantitative gated SPECT-derived phase analysis on gated myocardial perfusion SPECT detects left ventricular dyssynchrony and predicts response to cardiac resynchronization therapy. J Nucl Med. 2009 May;50(5):718-25.
- 5) [Ji Chen, PhD, Ernest V. Garcia, PhD.](#) et al. SPECT myocardial perfusion imaging for the assessment of left ventricular mechanical dyssynchrony. J Nucl Cardiol. 2011 August; 18(4): 685-694.
- 6) 中嶋 憲一「心筋血流解析ソフト cardioREPO」 User's information cardioREPO Hand Book