ノート

全身用 CT のメンテナンス

名古屋保健衛生大学病院

沢田 武司・梶原 孝彦・藤井 茂久

(論文受理 昭和54年12月21日)

(Code No. 21437)

MAINTENANCE OF THE WHOLE BODY HITACHI CT-W

By TAKESHI SAWADA,
TAKAHITO KAJIHARA and
SHIGEHISA FUJII

Fujita Gakuen University Hospital

(Article received; Des. 21, 1979)

Summary

Since our hospital installed the head unit HITACHI CT-250 H in october 1975, we reported the results of maintenance about this equipment. After that we have been measuring periodical CT values twice every week and inspecting regularly it once every four month. On the other hand, in december 1977 equipped with same factory CT-W, the total CT Examination members reached one thousand five hundred till August 1979.

But on account of prototype, this recently exchanged a new excellent performance CT-W3. Then this opportunity, we have described on the technical problems and improvement items of the former CT-W for sixteen months.

1. はじめに

私共は昭和50年10月に国産初の頭部 CT を設置して以来、既に、本装置のメンテナンスについて報告¹⁾²⁾してきた。その後、現在も保守管理のため CT 値の計測を定期的に4ヶ月毎に1回の整備点検を行っている。他方、昭和52年12月に同社製の第3世代全身用 CT を設置して以来、昭和54年8月までに検査人数は約1,500名に達した。本装置はプロトタイプであるため、今回、旧 CT-W2 から全面的に高性能な CT-W3 に入れ替えた。この機会に、昭和52年12月より昭和54年3月までの使用期間中

に改修した事項、及び、全身用の CT の技術的問題点について検討を行ったので報告する。

2. 使用装置

今回、私共が使用した CT 装置は、日立製第3世代全身用 CT でスキャン時間は6.5秒である。この画素数は256×256 matrix で、寸法は1.6 mm×1.6 mm に相当する。検出器は Xe gas チェンバーを用い、スキャン条件は管電圧 120 kV、管電流 200 mA が基準でスライス厚は 10 mm である。本装置の使用期間は1年4ヶ月間で、この間に起った主な故障及び改修事項を Table 1. に整理

Table 1. The items in improvement HITACHI CT-W.

NO.	項 目	NO.	項 目
1	X線管球内放電によりケーブル交換	10	Xe gas チェンバーの交換により画質向上する
2	Xe gas チェンバー検出器内の接触不良	11	ゼブラ信号のベルト切断により交換
3	X線管球の交換及び管電流可変機構の新設	12	新しく 6 点法 Calibration に改良
4	回転機構の動作不良	13	レファレンス検出器の不良
5	電算機内 IC 不良により交換	14	新しく 7 点法 Calibration の新設
6	一次側X線制御用トランスの破損	15	拡大再構成の新設
7	検出器プリアンプケーブルの断線により交換	16	一次側管電圧調整用 IC の不良
8	4 点法 Calibration の新設と Weighting function の交換	17	Xe gas 検出器増幅器の故障
9	回転架台ケーブルの断線と回転モーターの不良	18	回転架台ベルトのゆるみを調整する
		19	CRT display の接触不良

(昭和52年12月14日より昭和54年3月15日まで)

した。

この項目を全般的に観ると全身用 CT の場合も、先きの頭部用 CT と同様に電算機に関する故障は稀であった。むしろ、CT 本体の操作盤と回転架台に属するX線管球や高圧回路等に故障が多く、このうち、Xe gas 検出器と増幅器の2点が主要項目であった。

2.1 CT の calibration の変遷

第3世代 CT における検出器の Calibration は画像管理上最大の課題である。この点に関しては第1・2世代 CT では問題がない。しかし、第3世代 CT はあらかじめ検出器の各素子間の均一性、直線性、指向性等を修正するため calibration が必要となる。また、このことは前もって生体横断面と同等の減弱を呈するファントムを用いて検出器の gain を調整し、できるだけ ring artifact を除去することにある。

最初に、私共が臨床上利用してきた calibration 法とそれにより各再構成された CT 像を順次紹介する。設置当初はポリエチレン円柱ファントムによる calibration 法である。本法は2種類の head 用 230 mm ϕ と body 用 320 mm ϕ の各横断面に

相当する減弱ファントムを利用しこれで検査前に検出器の gain を至適感度に収めるため、calibration する。この方法の特徴はファントムの減弱特性が被写体の横断面に類似したものをを用いたところにある。この結果、ファントムの減弱とスキャン対象部位とが一致した時の画像

Fig. 1. CT images were scanned by a head phantom calibration.

Fig. 2. CT images were scanned by a body phantom calibration.

全身用CTのメンテナンス (沢田・梶原・藤井)

は ring artifact が無い良好な像となった。(Fig. 1, 2)
ただ、この方法によると同一患者の場合でも、ファント

ムの減弱特性と相異なる被写体の場合は artifact が発生
することがあった。(Fig. 3) 従ってこの欠点を補正する

ため、ポリエチレン楕円体を使用したが期待した効果は得られ
なかった。

次に、この phantom calibration に代えて filter calibration
法を採用した。この方法はアクリル板を順次6層まで積み重ね、
検出器への入射線量比を 1, 1/10, 1/30, 1/50, 1/100, 1/300,
1/500 倍と減弱させ、検出器の gain を調整するものである。こ
の特徴は、前記のような被写体のスキャン部位毎の calibration
は必要なく、全般的に、phantom calibration に比べ artifact の少
ない画像が得られることである。(Fig. 4) また、前法とは異
なり骨盤等ファントムの寸法より大きい横断面でも、被写体周
辺の輪郭が欠けることはなかった。(Fig. 5) 尚、新しい CT-W3
は検出器の素子数を 512 に倍増すると共に、有効視野をはみだ
した場合でも、再構成するように「はみだし補正機構」を追加
した。更に、calibration phantom の CT 像と比べると、胸部
では低レベルの linearity が改善され、マイナス側の現出能も
改善された。(Fig. 6) 特に、操作上事前に行った Calibration
を省略することができ1週1回で済むが、ただ CT 値が filter
calibration 後時間経過と共に低下する傾向があった。現在は、
これを発展させた折衷法である phantom 多点 calibration を採
用している。

2.2 全身用CTの回転中心のチェック

CTにおいてX線管球と検出器との回転中心におけるアライ

Fig. 3. Comparative CT images of calculation method became conformity result (right) with unconformity result (left).

Fig. 4. Comparative the abdominal CT images on the filter calibration (right) and the phantom calibration (left).

Fig. 5. Comparative the pelvic CT images depended on the phantom calibration (right) and the filter calibration (left).

メントには当然装置の機械精度が要求される。この精度点検が全身用と頭部用 CT とでは状況が異なる。一般に第一世代 CT は X 線管球と検出器との回転速度が 180 度で、第 3 世代全身用は 360 度回転が基本となる。そこで、全身用 CT で回転中心の歪みをチェックする場合、180 度と 360 度回転で画像処理した時、回転中心での歪み状態が相違するのではないかと思い比較した。

この結果、Fig. 7 のように回転中心に配置した吸収体を 180 度と 360 度とでスキャンした際、画像上の歪み状況が異なる。全体に 180 度回転では吸収体の量け効果が少なく、僅な歪みをチェックするには適当な方法である。これより、第 3 世代の fan beam でも 180 度回転で画像処理した画像でアライメントをチェックすべきであると思う。

2.3 CT 像の artifact について

第 3 世代 CT は Pencil beam type に比べ、独自の ring artifact が現出易い。この主な原因は、検出器内素子間の感度不均等性によるものである。しかし、最近この問題は画像処理上殆んど解決されるに至ったが、以下はそれ以外に私共が経験した装置自身より発生した arti

Fig. 7. Comparative the alignment of 180 rotory degrees and 360 rotory degrees (upper). This lower photo showed that the alignment was warped in case of 180 rotory degrees.

Fig. 6. Comparative the chest CT images depened on the phantom calibration (upper) and the filter calibration (lower).

fact を供覧し参考に供したい。

2.3.1 検出器に関するもの (増幅器プリント板の故障)

第 3 世代 CT の中核部はどんな言っても Xe gas 検出器にある。構造上各素子間の間隙は数 mm 以下で、この均一性が重要である。また、検出器内に充填する Xe gas 圧は検出効率を決定する因子となる。CT 画像の優劣はこの検出器の性能に依存し、日常この原因による artifact

全身用CTのメンテナンス (沢田・梶原・藤井)

が一番頻度が多く、これに関係するものを列挙する。

Fig. 8 の左は体内に高吸収物質を有するような強い streaking が現出した。これはスキャン部位を移動しても同じ結果であったので、装置のトラブルではないかと思った。直ちに右の水ファントムをスキャンしたところ中心部から強い streaking が発生したので、点検確認し

Fig. 8. The CT images were caused by inferior an amplifier print board of Xe gas detector.

Fig. 9. The photoses were caused by unsatisfactory reference detector parts.

Fig. 10. The photoses were due to break a connective wire from the AD converter to the Xe gas detector.

たところ検出器増幅プリント板内 IC の不良と判った。

(レファレンス検出部の不良)

設置当初の CT-W2 の画素数は 256×256 matrix で 1 画素寸法は $1.6 \text{ mm} \times 1.6 \text{ mm}$ となるが、実際は検出器内の素子数は他に補正用検出器があるためこの数よりは多くの素子を配列した構造となる。この一つにレファレンス

検出部がある。Fig. 9 の右はスキャン後通常の状態ではファントムの横断像は観察できないが、左のように level を -770 に低下させると画像の状況が判った。この様に検出器の故障は CRT に display する level を変化させて調べると確認できる。この原因を点検確認したところレファレンス検出器の作動不良に起因するものであった。

(A・D converter のリード線断線)

Fig. 10 の ring artifact の点検結果は、Xe gas 検出器から A・D converter に入る導線の断線によるものであった。実際に写真の状態に進行するまでは 10 スキャン以上も駆動させた後で出現した。故障になる前は右図のごとく noise が多い CT 像で X 線量の不足を思わせる画像であったが、しだいに ring artifact が目立ってきた。最後は左のように完全に ring 状に出現した。

2.3.2 その他

(Xe gas 気圧の低下)

検出器内の Xe gas 気圧が高くなると、X 線阻止能が高くなり検出効率が向上する。これに対し構造上耐圧性が要求され実用上の至適気圧がある。Fig. 11 の右は Xe gas 気圧が所定より低下した場合で、画面中心部に点状 artifact が生じた。あらたに、検出器内に気体を補充した後にはこの現象は消失した。こ

Fig. 11. Right CT image was Xe gas pressure failed off and left CT image was sufficiency pressure filled up.

Fig. 12. The photo was caused by inaccuracy of kVp regulator parts.

Fig. 13. The photo was caused by the inferior IC of computer.

のように Xe gas 検出器の気圧は画像管理上重要な因子である。

(管電圧調整用プリント板 IC の不良)

最近の CT は高速度、連続運転するので大容量 X 線管球が要求される。特に、スキャン時間を短縮するためには必須条件である。

Fig. 12 の CT 像はスキャン開始直前までは管電圧計の指針は所定の電圧を指示したが、スキャン開始と共に電圧降下が発生した。この結果、CT 値の level が正常より狂ってしまうと共に強い streaking を認めたものである。この原因を調べたところ、一次側管電圧調整用プリント板の IC 不良と判り、交換後正常に回復した。

(電算機の IC 不良)

最後の Fig. 13 は電算機の故障によるものである。しかし、現在まで本装置の画像処理に関する電算機部門の故障で、CT 検査を中止したことは稀である。この画像はスキャン終了後も完全に再構成されず、点検したところ画像処理部内の IC 不良であることが判った。

以上、CT 装置の進歩にかかわらず、保守管理上いまだに CT 装置の故障から起る artifact は十分に解明されていない。今後も私共自身が地道に努力し発生原因との関係を解明していかなければならないと考える。

3. ま と め

当施設における現在までの CT の変遷は、昭和50年10月に第1世代頭部用 CT を設置し、昭和52年12月に第3世代全身用 CT を増設した。以後、本装置は昭和54年3月高性能 CT-W3 に取り替えるまで使用してきた。この新しい CT-W3 では検出器素子数が256から512に増加すると共に、画像処理時間及びスキャン時間が短縮した。更に、ベット機構を左右 swing すると共に周辺機器の開発に重点を置いた。この基本構想の立案は総てこのプロトタイプ使用期間中にメーカー側と定期的に打ち合わせを行ない装置に反映させる成果を得たが、この詳細な内容は別の機会で報告する。今回はこの新しい CT 装置の開発のため、基礎データを求めた期間中の改修事項の内容及び件数・保守管理の一端について述べた。一方、将来計画として CT センターを増設して、第1、第2、

全身用CTのメンテナンス (沢田・梶原・藤井)

第3世代CTを一ヶ所にまとめ、CT検査室の施設を完備する予定である。

文 献

- 1) 沢田武司, 他: CT装置のメンテナンス, 日放技学誌, **33**(2), (1977).
- 2) 沢田武司, 他: CTのメンテナンスII, 日放技学誌, **34**(4), (1978).