

◎原 著

100万画素CCDカメラを搭載したI.I.-DRシステム による小照射野X線骨盤計測法 — Guthmann法への適用に関する検討 —

中井睦郎, 穂山恒雄, 中桐善康¹⁾, 小林靖明¹⁾

三朝分院放射線室, ¹⁾三朝分院産科婦人科

要旨: 100万画素CCDカメラを用いたI.I.-DR装置 (CC・DRシステム) をX線骨盤計測に適用するため, 被曝線量をはじめとするいくつかの点を検討した。照射野内の被曝線量は従来の高感度 Screen-Film システムであるG12/HRSと同等以下に抑えることが可能であった。また, CC・DRシステムの9インチ円形照射野は一般的に用いられている大角フィルム面積の1/3であり, 胎位の95%を占めるといわれている頭位の撮影においては胎児の生殖腺はもちろん, 赤色骨髄を多く含む脊椎への被曝を大幅に低減できた。また, 新たに開発された距離計測ソフトウェアの正確度は良好で, 通常1mm以下の誤差で測定が可能であることを確認した。その他, 装置に標準装備されている自動露出機構の特性についても報告し, 最後に撮影時の留意点についても検討した。

索引用語: 骨盤計測, グースマン法, デジタルラジオグラフィー, 被曝線量

Key Words: Pelvimetry, Guthmann Position, digital radiography, exposure dose

はじめに

児頭骨盤不均衡 (CPD) の診断を的確に行うことは至難視されており, 日常診療の中で最も診断に苦慮する疾患の一つとされている。X線診断上よりCPD判定を下すのは, 熟練をもってしても確定診にはならず, 確定 (決定診) はいわゆる試験分娩 (trial of labor) にて判定することを奨めている産科学者も多い。しかし試験分娩によって, 切迫子宮破裂や胎児仮死などの危険性が高まるため, この場合でも事前に骨盤腔の状態, 骨盤腔のどの位置に比較的CPDがあるのか (入口部, 峽部, 出口部) を知っておくのは意義あることである¹⁾。この骨盤腔の状態 (形態) の観察には一部MRIの利用が試みられ始めているが²⁾, 現在X

線を用いる方法が主流であり, これによる被曝線量の低減の努力がなされてきている。

医療における画像のデジタル化が徐々に進行する中, 当院に100万画素CCDカメラを用いたI.I.-DR装置 (以下「CC・DRシステム」) が導入されたのを機に, CC・DRシステムのX線骨盤計測法 (Guthmann法) への適用を試み, 従来の Screen-Film システムと比較して胎児被曝線量を低減できるかどうかを検討した。また, 臨床においてこのCC・DRシステムで骨盤計測を行うときに, あらかじめ検討しておかなければならないと思われるいくつかの点についてもふれたい。

検討項目

主な検討項目を次に示す。

- 1) CC・DRシステムによる骨盤計測における被曝線量を従来システムと比較し検討した。
- 2) 撮影天板上より指定した距離にある、平面上の2点間距離をモニター上で計測できる距離計測ソフトウェアが開発された。その計測値の信頼性について検討した。
- 3) CC・DRシステムを利用することにより、自動露出撮影を行うことができる。この automatic exposure control (以下AEC) 機構の特性を調べた。

使用機器

(CC・DRシステム)

透視撮影装置：東芝 FLUOREX : DTA-380A

高電圧発生装置：東芝 KXO-80N

X線管装置：東芝 DRX-3535HD

I.I. : 東芝 RTP12302H-G 8 (12/9/6インチ切替え)。

テレビカメラ：MTV-500A (100万画素CCDカメラ)

DR画像処理装置：東芝 DDX-1000A

(その他)

線量比較用高電圧発生装置：KXO-15

自動現像機：Konica SRX-503 (45秒処理、現像温度35°C)

線量計：極光TLD READER 2500

TLD：MSO-S, フォルダーフ

Phantom：アンダーソン・X線写真撮影用ファントム (XA-100G型) およびアンダーソン・ランドファントム

骨盤計測用鉛ふるい板スケール：MELCO製 (図1にDTA-380A TV寝台, 円形鉛マスク, アンダーソン・ランドファントムを示す。)

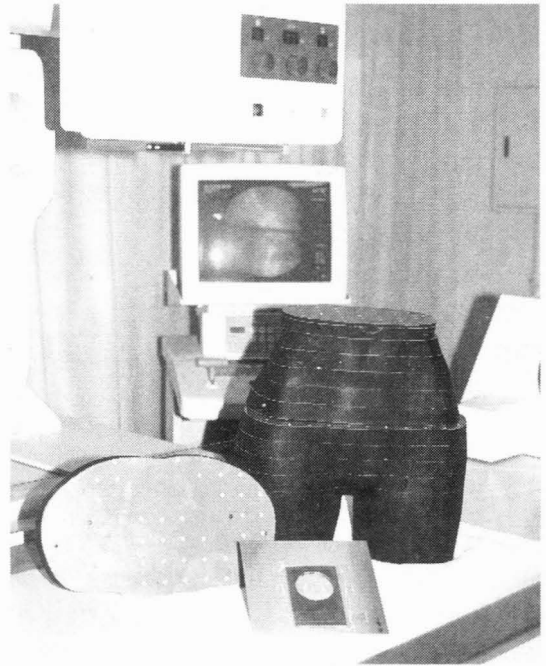


図1 アンダーソン・ランドファントム他 DTA-380A寝台の上にアンダーソン・ランドファントムと0.5mmAl板に取り付けた円形鉛マスクを示す。アンダーソン・ランドファントムの1スライスの厚さは2.5cmである。

方法

1) 被曝線量

被曝線量の検討では、ファントムを使用して、CC・DRシステムと従来システムと比較することによって行った³⁾。比較したシステムは以下の3つのシステムであった。

a) CC・DRシステム (透視とDR撮影)

東芝 DTA-380A+DDX-1000A。3モード I.I. で9インチ使用。操作卓 SID : 130cmを使用。標準 Grid (12 : 1 60本/cm)。固有ろ過2.3mmAl, 付加 Filter 0.5mmAl, 9インチ I.I. 面に合わせて管球に1mmPbの円形鉛マスクを設置。

DR撮影は110kV (インバータ方式), 透視はABCの最大値125kV, 3mAで評価した。

b) G12システム

GRENEX G12/FUJI HRS。大角サイズ。管球-ファントムの配置、線質はa)のDR撮影と同じだがGrid/カセットをファントムに接してTV寝台の上に配置した。Gridは8:1 40本/cm。多重絞りをFilm面で大角サイズになるように絞った。

c) HR8システム

GRENEX HR8/FUJI HRS。半切サイズ。单相全波整流(KXO-15)。Gridは8:1 40本/cm。SID=120cm。総ろ過2.9mmAl。多重絞りをFilm面で半切サイズになるように絞った。

a)からc)のそれぞれについて、アンダーソンX線写真撮影用ファントムの骨盤部側面像を撮影し、恥骨辺縁描出のための最低mAs値を求め、この撮影条件における被曝線量を、アンダーソン・ランド・ファントムにTLDを埋め込んで測定した。測定点は、X線入射側(表面から2cm:図2のA)から出射側(表面より2cm:図2のE)にかけて合計5カ所とした。測定点の線量に応じて、1曝射×5回から5曝射×6回線量測定を行い、1曝射あたりの線量を求めた。透視は最大で40秒露出×6回測定し、また、160回のFREEZE表示をしたときの線量と比較することによって、1回のFREEZE表示に正味必要な透視時間(以下「正味透視時間」)も求めた。測定に用いた各TLD素子にはID番号を割り当て、各システム間の比較において、素子間のバラツキの影響が無視できるように配慮した。次に撮影条件を示す。

a. CC・DRシステム(DR撮影)

110kV, 160mA, 0.04sec

b. G12システム

110kV, 160mA, 0.08sec

c. HR8システム

105kV, 100mA, 0.60sec

これがファントムの恥骨描出のための最低mAs値であり、この条件で線量を比較した。使用したアンダーソン写真撮影用ファントムの恥骨部分の幅は34cmであった。

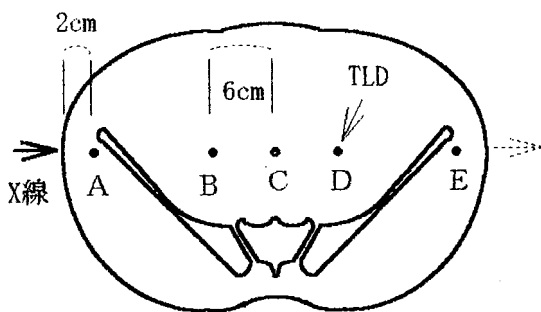


図2 線量測定位置

X線入射側の点Aから出射側の点EにTLDを配置した。

2) 距離計測ソフトウェアの評価

距離計測ソフトウェアによる測定値の信頼性は、骨盤計測用鉛ふり板スケール(以下「鉛スケール」)を基準に評価した。この鉛スケールには大角サイズの鉛板上の5cm幅の格子上に1cm間隔で小さな穴が開けられている。一般のX線骨盤計測で用いられるスケールである。TV寝台を水平に寝かせて、この鉛スケールを置き、鉛面を天板より、5cm, 10cm, 15cm, 20cmの高さに位置させて、DR撮影を行い、撮影画像をCRTモニターに表示して、距離計測ソフトウェアを起動し、モニター上の格子点間の距離を測定した。水平および垂直方向の格子点間は実際は1.0cmの倍数であるが、モニター上のマウスを使った点の指定がピクセルサイズ以下の単位で設定できないことと、I.I.の歪みが主な原因で、測定値はいくらか誤差を生じるが、この大きさを求めて誤差の程度を調べた。

3) 体幅を変化させたときの最低露出とAEC特性

各種骨盤幅の人について、

イ) 恥骨描出のために必要なX線量(mAs値)がどのように変化するか

ロ) AECの設定値(-1, -3, -4)によってmAs値がどのように変化するか

ハ) Film撮影(DR off)の時AEC(-4)での特性。

をファントムを用いて調べ、比較した。AECの設

定は-4が最低の設定である。ファントムはアンダーソン写真撮影用ファントムの下肢をはずし、X線管球側に1cm厚アクリル板を付加していき、これをAEC特性評価用ファントムとした。アンダーソン写真撮影用ファントムの下肢をはずした状態の恥骨のレベルのファントム幅(厚さ)は21cmであった。

結 果

1) 被曝線量

前述の条件での被曝線量測定結果を表1と図3に示す。R-rad換算係数を0.93として吸収線量を表示した。CC・DRシステムの撮影では照射野が小さいために、透視FREEZE像を表示し位置決めのためこれを利用する必要がある。透視FREEZE像を2回から4回(平均3回)表示することで位置決めは可能であるが、表1と図3にはFREEZE像4回表示の場合を示してある(1回のFREEZE表示には正味0.35秒の透視を要する)。

G12のシステムも高感度なシステムであるが、ファントムを使った比較では、CC・DRシステムによる撮影はX線入射側で10%、出射側で50%以上低くなっているのがわかる。CC・DRシステムとG12システムの線量測定条件の違いは撮影時間と照射野面積だけであったから、照射野を小さくすることが被曝線量を小さくすることに有効であることがわかる。さらに、「撮影」だけのみをみると、出射側の吸収線量比はDR撮影：G12システム=0.002：0.013と6倍以上の差が観測された。DR撮影の能力が垣間見られた。

表1 照射野内の吸収線量の比較

システム\測定位置	A	B	C	D	E
CC・DR撮影	0.877	0.160	0.051	0.017	0.002
FREEZE4回表示	0.825	0.169	0.060	0.022	0.004
CC・DR合計	1.702	0.329	0.111	0.038	0.006
G12システム	1.872	0.400	0.142	0.051	0.013
HR8システム	4.220	0.822	0.267	0.095	0.020
CC・DR/G12	91%	82%	78%	76%	42%
CC・DR/HR8	40%	40%	41%	41%	28%

*測定位置は図2を参考のこと。単位は下2行を除きmSv

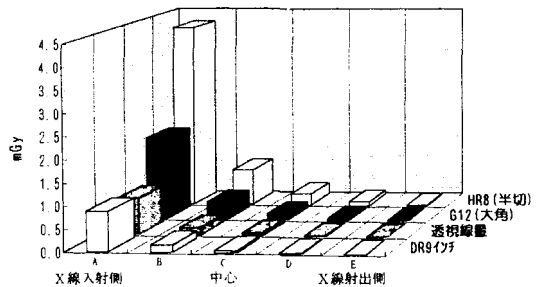


図3 照射野内線量比較

2) 距離計測ソフトウェアの評価

距離計測ソフトウェアによる鉛スケールの測定結果を図4から図8に示す。図4から図7にはI.I.の歪みの影響が大きいと思われる視野周辺についての測定誤差をグラフに表した。図8には、天板からの距離15cmに鉛スケールを置いた場合の視野中心付近の誤差であり、図6と同じデータを用いて作成したものである。これらは、当院のシステムにインストールされた標準設定での測定結果であり、プログラムの設定を変更すれば、グラフを上下にシフトさせることができるが、標準の設定ではI.I.視野中心付近では、-0.2mm程度の誤差が生じており、周辺では鉛スケール上で視野辺縁から1cm以上内側であれば、+1mm以下の誤差に抑えることが可能であることが確認できた。距離計測値の特性は装置毎にあらかじめ把握しておく必要があることはもちろんである。

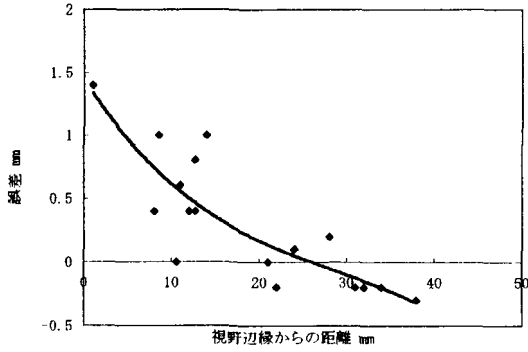


図4 視野周辺誤差 (スケール位置 5 cm)

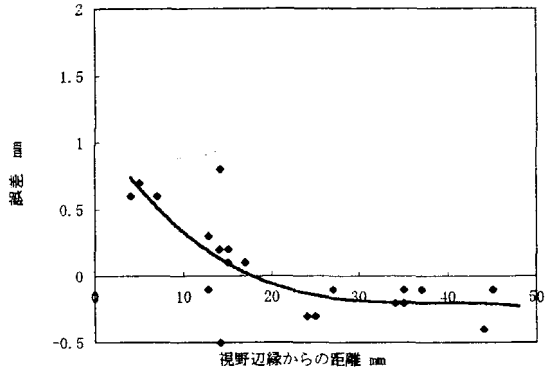


図7 視野周辺誤差 (スケール位置 20 cm)

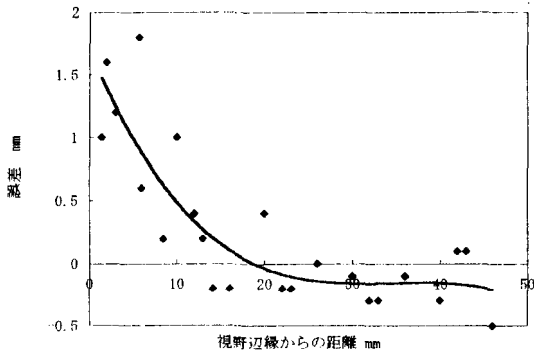


図5 視野周辺誤差 (スケール位置 10 cm)

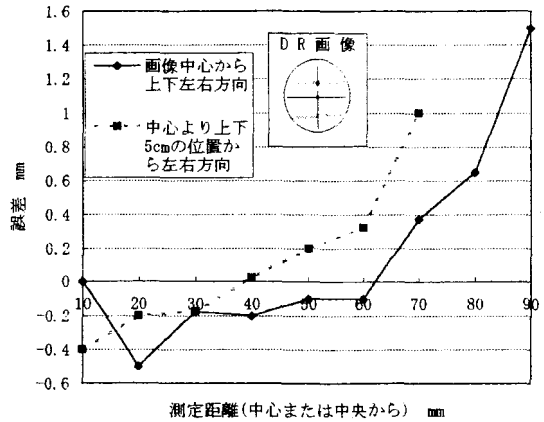


図8 中心付近の歪み (高さ 15 cm)

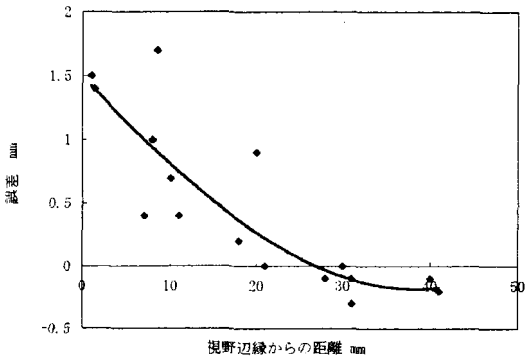


図6 視野周辺誤差 (スケール位置 15 cm)

3) 体幅を変化させたときの最低露出とAEC特性

ファントムの厚さを変化させたときの恥骨描出のための最低露出 (mAs値) とAEC特性を図9に示す。このように縦軸を対数とすると、各グラフはほぼ平行となる。また、前述の線量評価に用いたDR撮影条件 (アンダーソン写真撮影用ファントム恥骨部辺縁描出のための最低mAs値すなわち34cmで6.4mAs) を同じグラフにプロットすると、「必要最低mAs」の近似曲線上に乗った。

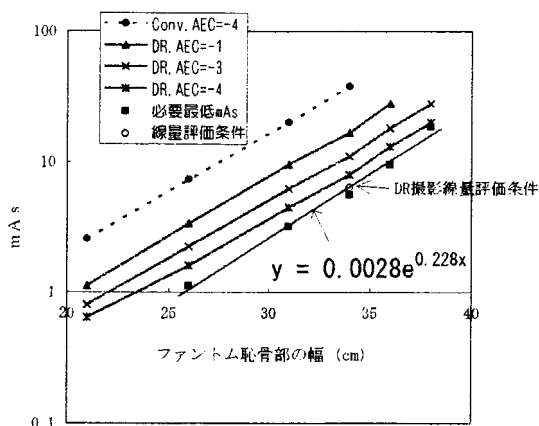


図9 必要mAs値およびAEC特性

考 察

以上、CC・DRシステムを用いて骨盤計測を行うための基本的な特性を調べてきた。被曝線量については、ファントムの照射野内でG12システムと同等以下の線量であった。また、HR 8システムとの比較では1/2以下の線量であった。

ここで照射野の大きさについて考えたい。胎児の被曝は全身被曝として扱われ、リスクもその立場で判断されてきた⁴⁾。しかし、DRシステムでは、単純に計算すると、9インチ円形の面積は410.4cm²で大角の面積1264.5cm²の1/3であり(図10参考)、95%を占めるといわれる頭位の場合、生殖腺はもちろん、胎児の脊椎のほとんどの部分は照射野から外れる。胎児の脊椎は骨盤よりX線透過性がよい母体の腹部に位置するため、半切サイズ、大角サイズでの撮影では胎児の脊椎が高濃度でFilm上に写されることになる。小さな照射野での撮影を行うことで骨髄線量、生殖腺線量の大幅な線量低減が可能であると考えられる。なお、照射野外(照射野辺縁より2cm外側)ファントム中心(正中)での吸収線量は、CC・DRシステム、G12システムともに0.025mGyであった。

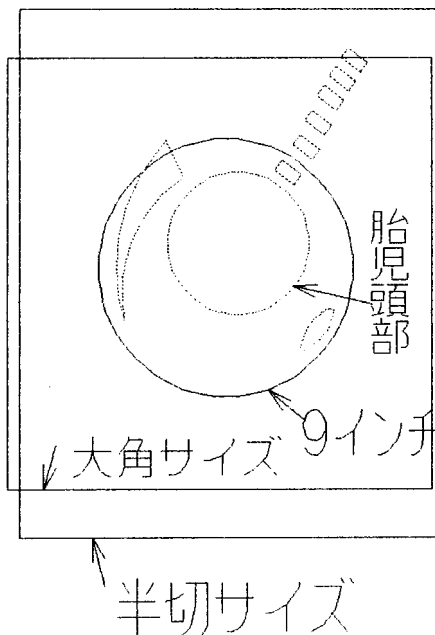


図10 照射野の比較

半切、大角、9インチI. I.での撮影における照射野と、天板より15cmの距離にある胎児の頭部(10cm)を示す。それぞれ、天板面へ投影した大きさで示してある。

次に距離計測ソフトウェアによる測定値の信頼性であるが、上記結果より、恥骨、仙骨が極端に照射野辺縁に寄っているのであれば、被写体に依存する誤差を除けば、計測値の誤差は1mm以下に抑えられることが確認できた。被写体に依存する誤差としては、恥骨辺縁の不明瞭さによるものと、計測目的位置のTV寝台からの距離の測定誤差、および体のねじれがあげられる。経験によれば、恥骨辺縁はCC・DRシステムによる撮影の方が明瞭に描出されると感じている。また、撮影体位を透視像にて確認できるため、左右大腿骨を重ねて撮影が可能で、ねじれの影響を小さく抑えることが可能である。一方、視野が小さいためものさし型の鉛スケールを同時に撮影できないので、計測目的位置の設定は骨盤幅の1/2の長さを使用している。この計測目的位置の設定(測定)が

1 cmの誤差を含めば、計測値に1 mm影響を及ぼすことになる。

その他、ソフトウェアによる計測のメリットとして、測定値の再現性が良好になり、また、画像上に測定結果を明瞭に表示できる点を上げておきたい。また、マウスで始点を指定した後、終点でクリックするまで、モニターにリアルタイムで距離が表示されるため、最短前後径線の位置が容易に把握できる。臨床画像上でソフトウェアによる計測値を表示している様子を、図11に示す。

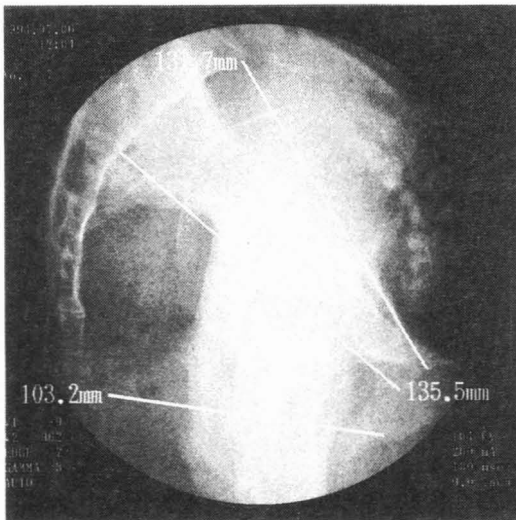


図11 臨床画像

線分の端をマウスで指定すると、計測結果がmm単位で表示される。計測径線の数に制限はない。視野に含まれる胎児の脊椎はごく一部である。視野外の無効なX線は1 mmの鉛マスクでカットされている。

次にAEC特性について考察する。撮影においては読影可能な範囲でできるだけ小さなmAsを用いることが理想的である。IPを用いたCRによる骨盤計測による線量の低減も図られているが、被写体の厚さが異なれば、撮影に必要な線量が少なからず変化するため、CRによる骨盤計測においても撮影条件の最適化は難しい問題ではないかと思われる。図9で示したようにCC・DRシステムの持つAECの特性は、恥骨描出に必要な条件で

撮影するために、有用な特性を持つのではないかと考えられた。ここで、表1の値をもとにし、AEC=-3での照射野内のファントム吸収線量がどの程度になるか考察する。表2は図9の各グラフの指数近似式から求めた体幅ごとのmAs値であり、下段には、その比率を示した。34cmのAEC=-3でのDR撮影では必要最低mAsの約2倍のmAsとなる（ファントム体幅34cmでは1.83倍）。一方、Screen-Film系の撮影では必要最低mAsの2倍の露光を行っても読影可能であるが、実際には最低撮影条件の30%から50%増の範囲で撮影条件が選択されることが多いと考える。表3は表1のDR撮影線量に2を、G12、HR8システムの各線量に1.4をかけて比較した。FREEZE線量はそのまゝ値を使用した。これは、FREEZE画像表示回数が4回を越えた例はまれであったことと、表1の透視線量は最大値125kv、3mAで評価したことによる。この表3から、AECの最適化をすることによってCC・DRシステムでは臨床においてもG12システムと同等以下の線量で、またHR8システムの1/2以下の線量で計測可能であると推定される。

表2 図9のグラフの指数近似式より求めたmAs値と比率

ファントム幅	28cm	30cm	32cm	34cm
DR. AEC=-1	5.00	7.64	11.68	17.84
DR. AEC=-3	3.39	5.14	7.80	11.83
DR. AEC=-4	2.51	3.76	5.65	8.48
必要最低mAs	1.65	2.60	4.10	6.47

(mAs)

ファントム幅	28cm	30cm	32cm	34cm
DR. AEC=-1	3.03	2.94	2.85	2.76
DR. AEC=-3	2.06	1.98	1.90	1.83
DR. AEC=-4	1.52	1.45	1.38	1.31
必要最低mAs	1.00	1.00	1.00	1.00

(限界mAsを1.0としたときの比率)

表3 AEC=-3での照射野内線量の比較

表1の線量をもとに推定した。Screen-Filmシステムでの撮影線量を1.4倍に、DR撮影での線量を2倍にして表示した(表2)。透視線量は最大値(125kV, 3mA)で評価したのでそのまま表示した。

システム\測定位置	A	B	C	D	E
CC・DR撮影	1.754	0.321	0.101	0.034	0.004
FREEZE4回表示	0.825	0.169	0.060	0.022	0.004
CC・DR合計	2.579	0.490	0.161	0.055	0.007
G12システム	2.620	0.560	0.199	0.071	0.018
HR8システム	5.908	1.151	0.373	0.133	0.027
CC・DR/G12	98%	87%	81%	78%	41%
CC・DR/HR8	44%	43%	43%	42%	27%

*測定位置は図2を参考のこと。単位は下2行を除きmSv。

これまで臨床においてAEC=-3を用いてきたが、その体幅とmAs値の関係を図12に示す。ファントムの実験で予想されたmAs値より高い結果となったが、この原因は、妊婦(胎児の頭部も含む)のX線吸収が、使用したファントムより大きいためであると推測される。AECの最適化のために、この点に関し、さらに検討する必要があるが、AECは最大でも-3で使用すべきであることが確認できた。臨床でAEC=-4による撮影はまだ行っていないが、今後検討する必要がある。AECを最適化することで、臨床においても、照射野内の吸収線量におけるCC・DRシステムの優位性は失われないものとする。

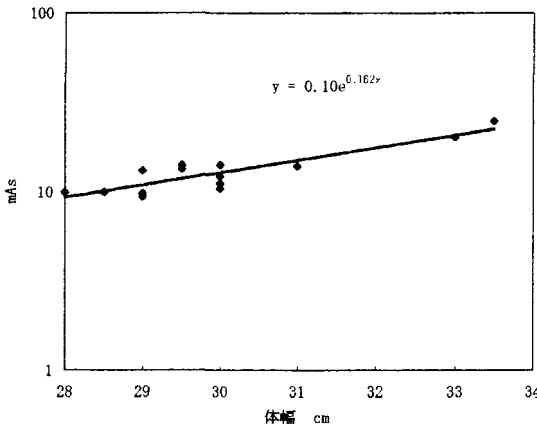


図12 臨床でのmAs値 (AEC=-3)

骨盤計測では、胎児の被曝線量を考えると撮影条件のミスによる再撮影は許されないことはもちろんである。AECを用いることができれば、条件設定ミスがなくなり、撮影者にとって、心理的負荷が軽減されるメリットもある。

次に、CC・DRによる骨盤計測の問題点に言及する。図13に計測目的位置ごとの視野の直径を示したが、問題点のほとんどは視野が小さいことに起因する。まず、1番目は胎児を観察できないことである。超音波で観察するだけでは不十分な場合は、この小照射野撮影は選択できない。

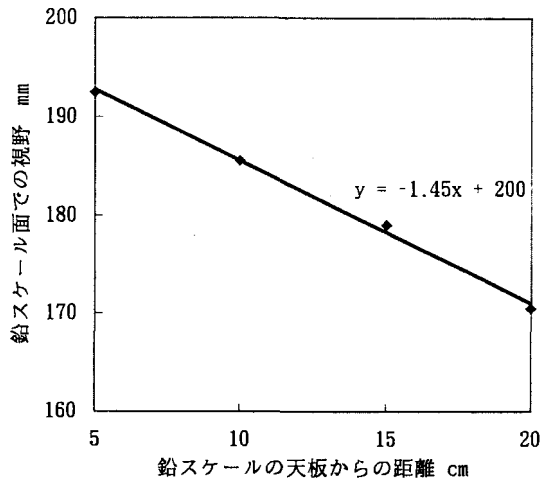


図13 視野の直径

次に、計測可能な径線が一部限られることである。Guthmann法における、測定径線の種類には次のものがあげられる。

- 産科真結合線 (CVO)
- 潤前後径線 (骨盤潤縦径線)
- 峡前後径線
- 峡後部前後径線 (Caldwell-Moloy)
- 峡後部前後径線 (Thoms)
- 出口前後径線 (APO)
- 出口後部前後径

その他、骨盤開角、仙骨形態(第5腰椎の仙骨化、第2仙骨岬型、扁平仙骨など)、児頭下降度、骨重積の有無が観察される。このうち、出口後部前後径は結節が視野に入らない場合が多く測定は不可

能であると言える。

問題点の3番目は、尾骨先端が入らなかった例が20例中2例に見られたことである。また辛うじて視野に入った例が1例認められた。尾骨先端が入らなかった2例のうち1人は、直線的な仙骨(扁平仙骨)の例であった。潤前後径線が最短前後径(11.5cm)になっており産科真結合線は13.9cmであった。もう1例は、透視ですべての仙骨、尾骨を視野に入れたつもりで撮影したのに、撮影像で尾骨が1cm程度視野外に外れていた。これは、FREEZE像の鮮明さが撮影像に比較して不足することによる。当院では、FREEZE透視像もVTRに記録して、小照射野の不利をできるだけ補う工夫をしている。

次にCC・DRシステムによる骨盤計測の撮影手技の留意点を上げておきたい。

- 1) 撮影は当院では立位により行っているが天板を 10° 傾斜させ、骨盤と天板が離れないように配慮している。
- 2) 当院での撮影条件は、距離130cm(管球位置)、AECをONとし(現在AECレベルは-3)、管電圧110kVの時、管電流は200mAまたは250mAを選択する。このDR装置では、撮影時間として0.1秒以上を選択できないため、管電流を上げておく必要がある。管球にP形鉛マスクと0.5mmのAl付加Filterを装着して撮影している。
- 3) 透視時間を最小にとどめる工夫が必要である。初期の位置決めするとき、TV装置に標準で付属している「肩当て」を臀部の高さに固定し、これにもたれかかってもらう。両手で前方(寝台横)の手すりを持ってもらい、肘は伸ばしてもらうのがよい。妊婦に「まっすぐ横を向いてください。」とあらかじめ声をかけておくこともねじれを防ぐために重要である。最初のFREEZE像を表示させる前に、照射野ランプを点灯させて、照射野中心を大転子上部に位置させておく。このとき、あまり、頭側にかたよって位置させてはいけない。胎児の被曝量の増加をまねくからである。操作には必ず近接操作卓を用いる。透視のスイッ

チは、0.5秒踏み込むだけとし、位置決めにはFREEZE像しか使用しない。FREEZE像表示のためのフットスイッチの踏み方をあらかじめ練習しておくべきであろう。FREEZE像をもとに撮影位置を調節する場合は移動距離を観察しながら天板を動かし、スポット装置は移動させない。

さらに工夫を積み重ねることで、透視線量の占める割合を小さくできるのではないかと思う。

図14に臨床での位置決めに要した透視時間の分布を示す。ここでの「透視時間」は操作卓のモニターへの「表示値」であり、前述の160回のFREEZE実験では、「正味透視時間」は「表示透視時間」の平均0.52倍であった。

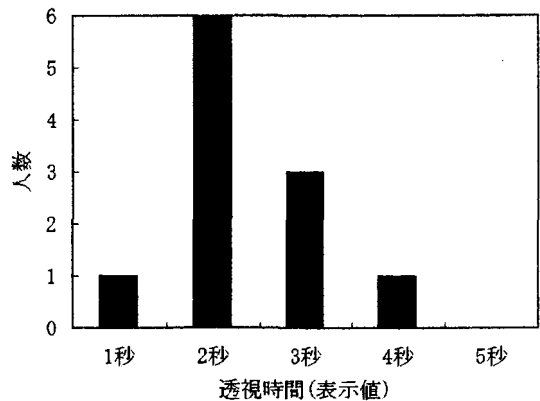


図14 透視時間の分布
(1995年4月～7月)

今後、線質の最適化、位置決めさらなる工夫、AEC=-4での撮影の臨床での使用についての検討、I. I.サイズに関する検討など、いくつか課題が残っているが、最後にMartius法への適用についてふれておきたい。今回、線量測定方法の困難さから、Martius法について線量評価などを行わなかったが、小視野によるデメリットがないのに加え、撮影位置設定が非常に簡単であり、透視による線量の割合をさらに低くできることで、照射野内の線量も他のシステムとの比較の上で、さらに低くできると考える。Guthmann法においては恥骨辺縁描出に注目してきたが、Martius法で

は、挫骨棘の描出に視点が向けられるだろう。

まとめ

100万画素CCDカメラを用いたI. I.-DR装置(CC・DRシステム)を骨盤計測に用いることにより、大角Filmの面積の1/3の照射野での撮影が可能であり、95%を占める頭位の場合、胎児の脊椎のほとんどの部分は照射野からはずれ、骨髓線量、生殖腺線量の大幅な線量低減が期待できる。照射野内の線量もG12/HRSと同等以下に抑えることが可能であり、骨盤計測法の1つの選択肢となりうると考える。今後、Martius法への適用も有用であると期待される。

謝辞

この研究に、多大なご協力、ご指導をいただきました、次の皆様に深謝いたします。

香川医科大学附属病院 放射線部 勢川博雄 氏
同 放射線部 中瀬節夫 技師長

清和会 垣田病院 山根孝一 氏
鳥取市立病院 放射線科 桂川正美 氏
東芝メディカル株式会社および同社 佐藤昌孝 氏
株式会社東芝 那須工場 石田博子 氏

文 献

1. 前田光士, 油田啓一, 平川 舜: CPDと帝王切開—CPDの診断基準(あるいは診断のプロセスとCPDを疑う症例に対する対応の仕方)—, 産婦人科の実際 43:463-473, 1994.
2. 玉舎輝彦, 川鱈市郎: 産道とMRI, 産科と婦人科 41:337-342, 1995.
3. 勢川博雄, 山下文子, 小川和郎他: X線骨盤計測(Guthmann法)における被曝線量低減の最適化の工夫, 日放技師会誌 41:899-904, 1994
4. 伊場昭三, 佐藤和一: X線骨盤計測撮影による胎児リスクの推定, 日放技学誌 39:862-870, 1983.

Pelvimetry with smaller radiation field by CC・DR system — An examination on applying to lateral radiography of the pelvis (Guthmann) —

Mutsuo Nakai, Tsuneo Akiyama,
Yoshiyasu Nakagiri, Yasuaki Kobayashi.

Misasa Medical Branch, Okayama University
Medical School.

To apply CC・DR system (image intensifier digital radiography system including one million pixel CCD camera) to X-ray pelvimetry, We examined exposure dose of X-ray, radiation field, and accuracy of X-ray pelvimetry by the system. The hazards of radiation by CC・DR system were less than those of radiation by G12/HRS which is

high sensitive screen-film system. 9 inch round radiation field by CC・DR system was one third of the area of 14×14 inch film. In cephalic presentation which occurs in about 95% of pregnancies, the damages of radiation by CC・DR system to fetal gonads and spinal bones including bone marrow much were less than those by usual X-ray examination. The accuracy of a distance measuring software devised newly for pelvimetry was reliable, and we could measure diameters with less than 1 mm deviations. Also we report the characteristics of automatic exposure controller annexed to this TV system and enumerate points to which we pay attention on taking a radiograph. Furthermore, It is expected that CC・DR system was useful to apply to superio-interior pelviography (Martius).