

大照射野歯科用コーンビーム CT 装置での患者被ばく量の検討

岸田 尚樹

明海大学大学院歯学研究科歯学専攻

(指導：奥村泰彦教授)

Study of Patient Radiation Dose when Using Dental Cone-Beam CT that has a Large
Field of View

Naoki KISHIDA

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor : Prof.Yasuhiko OKUMURA)

歯甲第 340 号 2017 年 3 月 15 日

大照射野歯科用コーンビーム CT 装置での患者被ばく量の検討

岸田 尚樹

明海大学大学院歯学研究科専攻

(指導：奥村 泰彦教授)

要旨：近年、歯科用 cone-beam computed tomography (CBCT)装置は広範囲撮影可能な機種が開発されており、その線量が診断目的に見合ったものか大きな関心もたれている。本研究では CBCT の適正な被ばく量を検討する目的でセファロメトリと同等の Field of View (FOV)を撮影する事が可能な KaVo 社 3D eXam+の線量測定を行いその実効線量を算出した。歯科用 CBCT 装置(KaVo 3D eXam+)の 3D Ceph(FOV : 160 mm D×130 mm H)モードを選択し、90 kV・3 mA である Quick Scan+及び 120 kV・5mA である Quick Scan, Standard Scan, Quick HD Scan, HD Scan において中心エックス線における flat panel detector (FPD)面上での空中空気カーマを測定し、また女性型 Rando ファントム内に光刺激ルミネセンス線量計 nanoDot 及び熱蛍光線量計を臓器相当部に配置し吸収線量を計測し比較し、以下の結果を得た。

臓器組織はスキャン角度により吸収線量に差を生じ、水晶体など確定的影響を大きく受ける組織では十分留意する必要がある。吸収線量は骨表面・脳・唾液腺等の一次ビーム内で 80 %以上を占め、この高線量被ばく組織は最小値の組織より三桁以上高い数値を示す。実効線量最小値を示す Quick Scan+はパノラマ撮影と同等かそれ以下であるが、最大値の HD Scan ではその約 18 倍を示した。撮影方法選択では組織の放射線感受性や検査目的、検査期間について十分に考慮する必要性が示唆された。

索引用語：大照射野コーンビーム CT 撮影装置，臓器・組織線量，実効線量

Study of Patient Radiation Dose when Using Dental Cone-Beam CT that has a Large
Field of View

Naoki KISHIDA

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor : Prof.Yasuhiko OKUMURA)

Abstract : Dental cone-beam computed tomography (CBCT) has recently been developed; these units can scan a large area and suitable radiation dosing for diagnostic purposes is of great interest. In this study, to consider the proper exposure dose of CBCT, we measured and calculated effective dosing using KaVo 3D eXam+, which has a similar field of view (FOV) to cephalometric X-ray equipment. We selected the 3D Ceph mode (FOV: 130 mm height × 160 mm depth) and measured air kerma on a flat panel detector (FPD) with a central X-ray beam using the mode QuickScan+ (90 kV, 3 mA), and Quick Scan, Standard Scan, Quick HD Scan and HD Scan (120 kV, 5m A).

An optical stimulated luminescence dosimeter (nanoDot) and thermoluminescence dosimeter were placed in the position of adult female organs using Rando Phantom, and the dosages to the organs were measured and compared. The following results were obtained.

The type of tissue contributes to the differences between absorbed doses by the scanning angle; therefore, special attention is required for tissues such as lens cells, which significantly experience deterministic effects. An absorbed dose occupies more than 80% in the primary beam of bone surfaces, the brain, and salivary glands, etc. The organ tissues subjected to high-dose radiation exposure showed levels that were a triple-digit

increase from those in the tissues subjected to the lowest dose of radiation exposure.

Quick Scan+ indicates that the minimum effective dose is equivalent to a panoramic shot or less, but the HD Scan shows that to be about 18-fold. In the shooting mode option, we suggest there is the need to fully consider tissue radiosensitivity, the purpose of the diagnostic test, and the testing period.

Key word : cone-beam CT of large Field of view, patient radiation dose, effective dose

緒 言

近年，画像診断法は新しく開発された各種撮影装置に伴い飛躍的に進化してきた¹⁾。歯科領域においても，歯科用撮影装置あるいはパノラマエックス線撮影法による二次元的な画像診断に加え，歯科用 cone beam computed tomography (CBCT) を利用した三次元画像診断を行うことで，歯科臨床現場においてより精度の良い診断と治療が可能になった^{2,3)}。開発当初の CBCT は小さな field of view (FOV) の CT として開発された^{4,5)}が，現在は根尖部の詳細な観察，インプラント治療に対する術前精密検査を行う撮影装置として普及が進んできている⁶⁻⁸⁾。

近年，ディテクターの拡大化が進み CBCT の FOV も拡大化傾向を示している。FOV の拡大化は，開発当初の小照射野 FOV 30 mm × 40 mm に対し，大きなもので FOV 190 mm × 190 mm の CBCT が開発され，顎関節症や歯

科矯正，外科矯正の診断・治療に応用される様になってきた^{3,7)}。さらに専用 CBCT に加えてパノラマエックス線撮影装置に 3D 画像構成ソフトを装着したコンパクトな複合機も開発され急激に普及が進んでいる^{8,9)}。2012 年の健康保険点数改正で CBCT による画像検査が一部保険導入されたこともあり，臨床現場では複合機が主となる CBCT の導入が増加すると考えられる。

CBCT 検査の増加に伴い，患者被ばく線量の増加も必然的なものとなる^{10,11)}。また，より懸念をしなくてはならない小児の CBCT 撮影は確率的影響の増加が伴うためエックス線撮影の正当化，最適化が必要となる。一般的に，CBCT の被ばく線量は multi-detector computed tomography (MDCT) よりも低いとされている⁸⁾，しかしこれは小照射野 FOV に限ることであり，大きな FOV を選択する場合，MDCT と同等かそれ以上の被ばく線量になる可能性が考えられる^{8,12)}。また近年の機種では，

FOV 幅を撮影に応じて選択する事が可能であり，線質あるいは撮影時間の変更が可能な CBCT も開発され¹¹⁾被ばく線量の低減を考慮した装置が導入されるようになってきた．しかし，CBCT 撮影時の患者被ばく線量を検討した研究はほとんど行われていない．

本研究では，CBCT の撮影件数が拡大することを考慮して As low as reasonably achievable (ALARA) の法則¹³⁾による最適化を目的として，大 FOV を選択可能な CBCT において，検査目的に適した撮像条件の選択により，患者被ばく線量の低減化の一助となる撮像プロトコル別での実効線量など基礎情報を提示するために研究を行った．

材料および方法

材 料

CBCT は 3D eXam+ (KaVo Dental Systems Japan, 東京) を使用した。装置の出力特性 (管電圧, 半価層, 照射時間, FPD 上における空気カーマおよび空気カーマ率, パルス数) の測定には RaySafe Xi (Unfors RaySafe, Billdal), 面積線量 (dose area product, DAP) の測定においては面積線量計 Diamentor E2 (PTW, Freiburg) を使用した。臓器・組織吸収線量の測定には, 線量計として光刺激ルミネセンス線量計 nanoDot (長瀬ランダウア, 千葉, Fig 1) と MicroStar OSL リーダー (長瀬ランダウア, 千葉) および対象として女性型 RANDO Phantom (Alderson Research Laboratories, New York) を使用し, International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 103¹⁴⁾ の組織荷重係数より実効線量を算出した。

方 法

1. CBCT の出力特性及びスキャン角度

装置の仕様を Table 1 に示す. 3D eXam+は voxel size に応じてスキャン方法 (Quick Scan+, Quick Scan, Standard Scan, Quick HD Scan, HD Scan) を選択可能であり, 管電圧と管電流は Quick Scan+で 90 kV, 3 mA, その他のスキャンでは 120 kV, 5 mA に固定されている. 本研究では, パノラマ撮影による FOV に最も近似した 3D Ceph モード (直径 160 mm, 高さ 130 mm) を選択した. Diamentor E2 をエックス線照射口に垂直に取り付け, RaySafe Xi 検出器をフラットパネルディテクタ (FPD) 上のレーザガイドのクロスするビーム中央に縦に設置し (Fig 2), それぞれ各スキャン方法の DAP および出力特性 (管電圧, 半価層, 照射時間, FPD 上における空気カーマおよび空気カーマ率, パルス数) を測定した. また同じ位置にイメージングプレート ST-VI (IP,

フジフィルム，東京）を置いてエックス線束面積を測定した．測定は，それぞれ 3 回行い，装置別に平均値および標準偏差（ σ ）を算出した．次に，各プロトコルにおけるスキャン角度を測定する為に，管球側に鉛でスリットを作成し照射されるビームを線束状に規制し，アクリルファントム上に I フィルムを水平に設置し，フィルム上でのスキャン間隔を測定した（Fig 3）．画像読取装置には FCR エクセル-1（フジフィルム，東京）を使用した．

2. RANDO Phantom での臓器・組織吸収線量測定

1) 測定ジオメトリ

臓器・組織吸収線量の測定では，パノラマ撮影による FOV に近似し，選択可能であるプロトコル間で比例関係をもち，かつ最大の FOV を示す 3D Ceph モードを選択した．ファントムの位置づけは，下顎最後方大白歯後縁

と正中の交点を回転中心とし，回転中心に沿った Z 軸はファントムの咬合平面に垂直とし，エックス線中心線は咬合平面とした．セファロメトリの計測点が含まれるように位置づけ，他のスキャンでも咬合平面と装置のアイソセンターを示す側面と正面の 3 方向のレーザーガイドを利用し，撮影画像にて位置づけを修正し，再現性確認の為に目印とするマーカーをレーザーラインに合わせて設置した (Fig 4)．計測ジオメトリは，Okano ら¹⁵⁾の研究に準じ女性型 RANDO Phantom の各組織部位に対応して，厚さ 2 mm のゴムシート上に，10 mm × 10 mm 正方の空隙を作り，空隙内に nanoDot を装着した (Fig 5)．空隙は ICRP Publication 103 に記載されている臓器・組織以外にも頭頂部から股関節部までスライス番号順に設置し，総計 150 個装着した．挿入部位と埋入数を Table 2 に示す．MicroStar OSL リーダーで nanoDot からデータを読み出し，各 3 回数値を抽出しその平均値を臓器線量と

した。nanoDotは80 kVで校正されている為、校正係数は90 kV照射では1.1を用い、120 kV照射では1.4を使用した。

2) 各臓器組織吸収線量の計測方法

臓器・組織吸収線量は以下の手順で行った。荷電粒子平衡 (charged particle equilibrium, CPE) が成立し、かつ制動放射が無視できると仮定し、以下の式¹⁶⁾で空気吸収線量を算定した。

$$D_{\text{air}} = K_{\text{air}} (1 - g) \quad (1)$$

$$\text{CPE and } g = 0 \quad (2)$$

D_{air} : 空気吸収線量

g : 制動放射

特定の点での組織 T と OSL 線量計のそれぞれで CPE が成立すると仮定し、以下の式¹⁷⁾で臓器・組織吸収線量を算定した。

$$D_{\text{T}} = D_{\text{air}} \left(\mu_{\text{en}} / \rho \right)_{\text{T}} / \left(\mu_{\text{en}} / \rho \right)_{\text{air}} \quad (3)$$

$$CPE=0$$

$$D_T = \text{臓器} \cdot \text{組織吸収線量}$$

$$(\mu_{en}/\rho)_T : \text{臓器} \cdot \text{組織質量エネルギー吸収}$$

$$(\mu_{en}/\rho)_{air} : \text{空気質量エネルギー吸収係数}$$

この式の場合，測定した半価層より，実効エネルギーは 90 kV で 35keV，120kV で 50keV と推定し，空気に対する質量エネルギー吸収係数は軟組織で 1.06，緻密骨で 5.09 とした．

骨髄線量はファントム内の各骨に挿入された線量計から算定した．標準日本人の赤色骨髄 765 g の分布¹⁸⁾に従い，空気に対する質量エネルギー吸収係数は軟組織同様 1.06 として補正変換し算定した．骨表面線量は骨髄線量と同部位の値を用い，空気に対する質量エネルギー吸収係数は 5.09 を用いた．標準日本人の骨ミネラル量 3,700 g¹⁹⁾に従って荷重を行い，骨髄線量と同様の計算を行った．皮膚線量は nanoDot を咬合平面に沿って皮膚表面全

周に 24 個貼付し測定を行い，その平均値を皮膚線量とした．全身の皮膚面積 1.5 m^2 ²⁰⁾に対する撮影時に直接照射される皮膚面積（頭蓋の直径 200 mm，照射野の高さ 130 mm と仮定）の割合として 0.0545 を積算し，皮膚吸収線量を算出した．

3) 実効線量の算出

すべての測定された吸収線量値から 4 式のようにエックス線の放射線荷重係数を 1 として等価線量に変換した．次に実効線量は 5 式のように等価線量について ICRP Publication 103¹⁴⁾の組織荷重係数を乗じてすべての組織の総和から算定した．

$$\text{等価線量 (Sv)} = W_R \times \text{吸収線量 (Gy)} \quad (4)$$

W_R : 放射線荷重係数

$$\text{実効線量 (Sv)} = \text{全組織の総和 } \Sigma (W_T \times \text{等価線量}) \quad (5)$$

W_T : 組織荷重係数

結 果

1. CBCT の出力特性及びスキャン角度

FOV 幅 160 mm のとき，各 FOV 高さでの DAP の値を Table 3 に，グラフ化したものを Fig 6 に示す．X 軸が FOV，Y 軸は DAP の値である．青のグラフは 90 kV，3 mA 照射時のものであり，赤のグラフは 120 kV，5 mA 照射時のものである．DAP は同一 FOV 幅において 90 kV では 21.3～64.8 mGycm² の範囲で各 FOV の高さに対し線形応答をしていた．同様に 120 kV における DAP も 277～865.8 mGycm² の範囲で線形応答をしていた．半価層は 120 kV では平均 9.33 mmAl，90 kV では平均 7.84 mmAl であった．

中心エックス線における FPD 面上での空中空気カーマを測定した結果と各撮像プロトコルにおける DAP を Table 4 に示し，グラフ化した空中空気カーマを Fig 7 に示す．装置の出力は，Quick Scan+で 0～0.2 mGy（0

～150 Pulse 数)となり線形応答をしていた。Quick Scan では 0～2.8 mGy (0～630 Pulse 数) となり同様に線形応答をしていた。同一 FOV で同一スキャン角度，同一照射時間である Quick Scan+と Quick Scan の比較では管電圧と管電流の相違により線量の差は 3.5 倍を示した。

180°スキャンの Quick Scan と Quick HD Scan 及び 360°スキャンの Standard Scan と HD Scan の比較では管電圧と管電流が一定であるために線質は同一であり，出力はスキャンパルス数に比例していた。

スキャン角度についての画像を Fig 8 に示す。矢印で示した個所が初期のエックス線管ヘッド位置であり，どのスキャンにおいても初期ヘッド位置より時計回りに 30°移動した時点で照射が開始された。Quick Scan+，Quick Scan では患者の後方約 180°回転のハーフスキャン，HD Scan では 360°回転よりオーバーしてフルスキャンであった。

スキャンパルス数と照射時間の関係上，パルス間隔は同一であるので HD Scan は他の 2 つのスキャンより細かく高密度に投影画像を描出していた．以上の結果，スキャンの種類による照射の幾何学的条件から，同一 FOV では臓器線量は Quick scan+, Quick Scan, およびその他のスキャンでパルス数に比例していた．この条件を考慮し，ヒトにおける臓器・組織吸収線量測定は面積線量あたりの臓器・組織吸収線量が異なる Quick Scan+, Quick Scan, HD Scan 3 種のプロトコルについて行い，残りの 2 種については出力空気カーマの比を用いて算出した (Table 4)．

2. ヒトにおける臓器・組織吸収線量の測定

ICRP Publication 103 で提示されている確率的影響に関する人体の影響の受けやすさを提示した 14 の臓器組織と 13 の残り組織について，5 種類の撮影プロトコルに

よる 1 回撮影当たりの臓器・組織平均吸収線量を Table 5 に示す。それぞれ臓器別の各線量をスキヤンの種類について比較した。どのスキヤンも一次ビーム内の脳や唾液腺などの臓器は一様に高い値を示し、一次ビームから離れた組織では著しい減衰を示した。HD Scan では 1 回撮影当たり 2.15 mGy ~ 3.4 mGy の高線量の被ばくを受ける唾液腺や骨表面から、0.001 mGy 以下の低線量被ばくとなる生殖腺まで 3 桁以上の変化を示した。また高線量被ばくとなる唾液腺において、撮影プロトコルの最小値 Quick Scan+ と最大値 HD Scan の線量比較を行うと 18 倍の変化が認められた。

3. 実効線量の算出

今回の実験における各条件での実効線量を Table 6 に示す。Quick Scan+ で 0.0108 mSv, Quick Scan で 0.0514 mSv, Standard Scan で 0.0958 mSv, Quick HD Scan で

0.107 mSv, HD Scan で 0.193 mSv となった。同一 FOV
において選択プロトコルにより線量は大きく異なり最大
18 倍の値を示した。

考 察

照射されたエックス線は被写体に到達し，内部組織で吸収された放射線は吸収線量として扱われる．この単位は物質に吸収された物理的エネルギーの結果であり，各臓器・組織への影響を考慮した単位ではない．実際の被ばく線量を算出する為には照射された放射線の等価線量と臓器・組織ごとの荷重係数により換算する必要がある

14)．実際に皮膚面での吸収線量測定を想定した場合，体表面全域に線量計を配置し計測しなければならないが，人体を用いて実験するのは非常に困難である．従って本実験においては標準的女性型 RANDO Phantom を使用し各臓器における線量を計測した．以下実験結果について考察を加える．

3D eXam+は高圧電源供給がパルス方式であり，そのパルス数の調整で高密度撮影を行っている．線質，撮影条件が一定であれば，撮像プロトコルによる実効線量の

変化は推定可能となる²¹⁾。

3D eXam+以外の機種における撮影方法・計測者における線量測定については Okano ら¹⁵⁾は RANDO Phantom と蛍光ガラス管を用い, CB MercuRay (80 kV, 5 mA, 18 s, 日立メディコ, 東京) 及び 3D Accuitomo (120 kV, 15 mA, 9.8 s, モリタ, 京都) の線量測定を行っている。その結果 3D Accuitomo の FOV 直径 40 mm, 高さ 40 mm では 0.0499 mSv, 直径 60 mm, 高さ 60 mm では 0.1015 mSv, CB MercuRay においては 0.5106 mSv と実効線量を報告している。また岡野ら²²⁾は極光熱蛍光線量計 thermoluminescent dosimeter (TLD-1500) と MSO-S 素子を用いて Alphard VEGA 3030 (朝日レントゲン工業株式会社製, 京都) の線量測定を行い, Pモード撮影 (100 kV, 15 mA) にて FOV 直径 154 mm, 高さ 154 mm の実効線量を 0.413 mSv と報告している。

Alphard VEGA の FOV は 3D eXam+ の 114% 大であるが,

測定された実効線量は最大値で HD Scan 0.193 mSv の 2 倍以上を示していた。同一または近似 FOV であるパノラマ撮影，MDCT 撮影，CBCT 撮影の実効線量値を Loubele ら²³⁾，Pauwels ら²⁴⁾，Ludlow ら²⁵⁾及び Michael ら²⁶⁾の報告より抽出し比較を行った。比較した CBCT 装置は 3D eXam+ の Quick Scan+ 以外すべて 120 kV，5 mA であり，最小値 0.051 mSv²⁶⁾，最大値 0.193 mSv と同 FOV における実効線量の差が約 4 倍を示した。Quick Scan+ の値はパノラマ撮影の実効線量 0.005 mSv²⁶⁾ とほぼ同じ値を示した。FOV が異なる為に単純比較できないが MDCT 撮影において最小値 0.199 mSv²⁶⁾ は HD Scan と近似し，最大値 1.410 mSv²⁶⁾ は HD Scan と比較し約 7 倍を示した。以上の結果より 3D eXam+ の実効線量は顎顔面頭蓋撮影においてパノラマ撮影近似から MDCT 撮影近似まで約 18 倍の変化を示し，撮像プロトコル選択における最適化の重要性が示唆された。また同機種にお

ける線量測定についても Schilling と Geibel²⁷⁾により KaVo 3D eXam の吸収線量及び実効線量が報告されている。この文献で用いられている RANDO phantom は身長 175 cm 体重 73.5 kg の男性を使用しており、頭頂部から 25 mm 幅で冠状にスライスし、24 の部位に TLD が設置され、このスライスを頭頂から 9 個まで計測に用いていた。TLD の設置については Ludlow と Ivanovic²⁸⁾の重要臓器に合わせて配置されており、本研究と同 FOV である直径 160 mm、高さ 130 mm の Standard Scan において 0.1067 mSv という結果を示し、これは本研究での Quick HD Scan の結果と比較しほぼ同じ値である。Roberts ら²⁹⁾は RANDO Phantom と TLD を用い同社他機種である i-CAT にて同 FOV を線量測定し、ICRP Publication 103 を踏まえた算出で実効線量は 0.1105 mSv と報告している。用いた撮像プロトコルは不明であり厳密な比較は出来ないが、この数値は本研究の Quick

HD Scan と近似している . Jeong ら³⁰⁾は同社他機種である KaVo 3D eXam と TLD を用いて線量測定し他機種 CBCT と MDCT の実効線量と比較した . FOV は本研究と異なり単純比較できないが 120 kV, 1.37 mA で実効線量は 0.1116 mSv を示した . Somatom Sensation 10 (Siemens Healthineers, Berlin) 及び Somatom Emotion 6 (Siemens Healthineers, Berlin) は 0.4258 mSv 及び 0.1994 mSv と 3D eXam+ HD Scan 以上の値を示している .

diagnostic reference level (DRL) との関係も十分に考慮すべきである . 勝又ら⁹⁾による国内の歯科大学付属病院における小照射野 (直径 40 mm, 高さ 40 mm) の歯科用コーンビーム CT 検査の DRL は, DAP において 470 mGycm² と報告されている . 本研究は勝又らよりも大きな FOV (直径 160 mm, 高さ 130 mm) であることから報告より大きな値になった . この結果を同一 FOV に換算す

ると 13 分の 1 となり小さな値になった。全装置における照射条件の 75% タイルを DRL としていることから、本研究の DAP 値 498 mGycm^2 は DRL の条件を満たしていると思われる。したがって、被ばく線量低減の条件を考慮する上で意義のある結果と考えられる。以上の結果から、エックス線を用いた検査では使用機種により実効線量は様々な値となること。また FOV と実効線量については比例関係があることから、導入する機種について高圧電源の供給形式や線質が被ばく線量に重要な要素となることを理解する必要がある。そして機器選定にあたってはこれらのことを十分把握する必要があると思われる。

CBCT 装置を用いた検査はインプラント術前検査や小児の埋伏歯の位置確認、矯正治療における術前検査等求める情報は様々であり、術後検査の必要な期間や患者の年齢を踏まえ最適化を行う事は今後特に重要になってくる。また 3D eXam+ はパノラマ撮影と同じ大きさの FOV

において,選択プロトコルによりパノラマ撮影と同等から MDCT 撮影同等まで大きく変化する事が判明した. パルス方式を用いた 3D eXam+はパルス数により検査密度を変更しており,結果 FOVにより DAPを推定可能である. FOVの最適化が確率的影響に大きく関与することから,可能な限り小さい FOVを選択する事が重要になってくる. ICRPの勧告では,医療被ばくに線量限度は設定されていないが,放射線感受性の高い組織・臓器や生涯被ばく線量を考慮しなければならない^{6,8)}事,また重要組織が狭い範囲に集中する小児患者への検査は,確率的影響を高めることに繋がる事から十分な最適化を行う必要性があると考えられる. 確定的影響において最小となる閾値は,男性の一時的不妊の 100 mSv,次いで白血球減少の 250 mSvである. 本研究では HD Scanにおける唾液腺の 3.4 mGyが最大値であり閾値を超えることが無い結果であった. また今後増加傾向にある連続照射方式の

CBCT や MDCT では被ばく線量が高まる点も加えて,その導入から撮影条件にかけての検査の最適化は最も重要なものと考えられる. 今後この結果は, 歯科診療現場で様々な FOV を有する CBCT 検査で適切な 3 次元的画像診断を行うにあたり, 重要な役割を担うと考えられる

結 論

現在供給されている CBCT において低線量被ばくを提唱している 3D eXam+ はパルス方式でありスキャン数により画像を収集し画像再構成を行っている。患者被ばく線量の低減化の一助となる実効線量など基礎情報を明らかにすることを目的として、この機種種の被ばくについて研究を行った結果次の結論を得た。

1. 撮影範囲（FOV）の最適化は被ばく線量低減に有効である。
2. 撮影プロトコルの変更により同 FOV での実効線量は最大約 18 倍の差を示しており、確率的影響の観点からも最適な撮影条件を選択することが重要となる。
3. 線量測定は計測方法により大きく異なり他機種との正確な比較は困難である。

したがって最適化を十分に行う為には測定方法の統一化が必要と考えられる。

謝 辞

本稿を終えるにあたり，本研究にご理解，またご指導を賜りました明海大学大学院歯学研究科高度臨床科学再生再建医療系歯科放射線学 奥村泰彦教授に深甚なる謝意を表します．

また御校閲を賜りました明海大学大学院歯学研究科高度臨床科学機能発達医療系小児歯科学 渡部茂教授，明海大学大学院歯学研究科口腔生命科学形態系 歯科法医学 坂英樹教授，明海大学大学院歯学研究科口腔生命科学機能系口腔生理学 村本和世教授に深く感謝致します．

最後に本研究を行うにあたり，種々の御援助，御協力を頂きました歯科放射線学の諸先生方に厚く御礼申し上げます．

引用文献

- 1) 宮下晋吉 : Rontgen と X 線の発見. 物学誌 **51**, 292-294, 1996
- 2) Ludlow JB and Walker C : Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **144**, 802-817, 2013
- 3) 雨宮俊彦 : 下顎頭骨変形の診断精度 : デジタル方式パノラマエックス線撮影, 顎関節 4 分割パノラマエックス線撮影および 3.0 tesla MRI とコーンビーム CT の比較. 日大歯学 **89**, 57-62, 2015
- 4) Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K : Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* **28**, 245-248, 1999
- 5) Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y : Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* **48**, 27-34, 2006
- 6) 岩井一男, 新井嘉則, 橋本光二, 西澤かな枝 : 小照射野コーンビーム CT 撮影における実効線量. 歯放線 **40**, 251-259, 2000
- 7) Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D : State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* **10**, 1-7, 2006
- 8) 西川慶一, 佐野 司 : 第 3 回 歯科用コーンビーム CT が広げる歯科臨床の世界 —その 1 現状と今後の展開. 補綴臨床 **46**, 260-267, 2013
- 9) 勝又明敏, 内藤宗孝, 原田康雄, 荒木和之, 佐藤健児, 遠藤 敦, 杉原義人, 奥村泰彦 : 歯科用コーンビーム CT (CBCT) 評価の標準化項目の提案. 日歯医会誌 **34**, 84-88, 2015

- 10) Okano T : Radiation dose and protection in dentistry. Jpn Dent Sci Rev **46**, 112-121, 2010
- 11) Chambers D, Bohay R, Kaci L, Barnett R and Battista J : The Effective Dose of Different Scanning Protocols Using the Sirona GALILEOSR comfort CBCT scanner. Dentomaxillofac Radiol **44**, 20140287, 2014
- 12) 佐野 司, 西川慶一 : 歯科用コーンビーム CT と医用 CT との違い -その 2-. 歯科学報 **109**, 73-75, 2009
- 13) 社団法人 日本アイソトープ協会 : ICRP Publication 26. In : 国際放射線防護委員会 勧告. 社団法人 日本アイソトープ協会編, 東京, pp23, 1977
- 14) International Commission on Radiological Protection : The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP, 37(2-4), 2007
- 15) Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K and Araki K : Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. Dentomaxillofac Radiol **38**, 79-85, 2009
- 16) 平山英夫: 光子の線量概念と実効線量への換算係数との関係 ICRP90 ねん勧告の実施にあたって. 日本原子力学会誌 **43**, 427-432, 2001
- 17) 日本放射線技術学会 : 放射線管理系. In : 臨床放射線技術実験ハンドブック. 日本放射線技術学会編, 下巻, 第一版, 通商産業研究社, 東京, pp457-465, 1996
- 18) 橋詰 雅, 丸山隆司, 隈元芳一 : 診断用 X 線による国民線量の推定 (1974) 第三報 骨髄線量と白血病有意線量. 日本医放会誌 **36**, 216-224, 1976
- 19) Tanaka G, Kawamura H, and Nomura E : Reference Japanese Man II Distribution of Strontium in the Skeleton and in the Mass of Mineralized Bone. Health Physics **40**, 601-614, 1981

- 20) 金子丑之介：感覚器. In：日本人体解剖学. 金子丑之介編, 第二卷, 南山堂, 東京, pp442, 1966
- 21) 速水昭宗：歯科撮影の患者被曝線量推定. 歯放線 **37**, 191-202, 1997
- 22) 岡野恒一, 松尾綾江, 後藤賢一, 横井みどり, 蛭川亜紀子, 奥村信次, 小山修司：2種類
の歯科用コーンビーム CT の吸収線量と実効線量に関する検討. 日放技会誌 **68**,
216-225, 2012
- 23) Loubele M, Bogaerts R, Van DE, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal
G, Sanderink G and Jacobs R : Comparison between effective radiation dose of
CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. Eur J Radiol **71**,
461-468, 2009
- 24) Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A,
Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R and Horner K : Effective dose
range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol **82**,
267-271, 2012
- 25) Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB and
Scheske MJ : Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data
and additional data for nine CBCT units. Dentomaxillofac Radiol **44**, 20140197,
2014
- 26) Michael MB, William CS, Vida MV and Reinhilde J : Cone Beam Computed
Tomography in Implant Dentistry: A Systematic Review Focusing on
Guidelines, Indications, and Radiation Dose Risks. JOMI **29**, 55-77, 2014
- 27) Schilling R and Geibel MA : Assessment of the effective doses from two dental
cone beam CT devices. Dentomaxillofac Radiol **42**, 20120273, 2013
- 28) Ludlow JB and Ivanovic M : Comparative dosimetry of dental CBCT devices and

64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **106**, 106-114, 2008

- 29) Roberts JA, Drage NA, Davies J and Thomas DW : Effective Dose from Cone Beam CT Examinations in Dentistry. *Br J Radiol* **82**, 35-40, 2009
- 30) Jeong DK, Lee SC, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Lee SS and Choi SC : Comparison of effective dose for imaging of mandible between multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Sci Dent* **42**, 65-70, 2012

付 図

付図の説明

Table 1	Scanning protocol at 3D eXam+
Table 2	The number of implanted tissue dosimeter
Table 3	Each DAP according to FOV in an identical protocols
Table 4	DAP and Kair result of each protocols
Table 5	Organ and tissue absorbed dose of each protocols. It abbreviated Quick Scan+, Quick Scan, Standard Scan, Quick HD Scan, HD Scan from the left.
Table 6	Effective dose of each protocols
Fig 1	optically stimulated luminescent dosimeter, nanoDot
Fig 2	Xi detector setting position for 3D eXam+ FPD
Fig 3	ST-VI setting position for pulse scanning
Fig 4	RANDO Phantom setting position and marker position
Fig 5	nanoDot implanting situation for RANDO Phantom
Fig 6	DAP value of each protocols
Fig 7	Kair value of each pulse and protocols. The X axis is the number of pulses during scanning, and the Y axis is the air kerma
Fig 8	Pulse interval and Starting position at QS+, QS and HD Scan

Table 1 Scanning protocol at 3D eXam+

	Tube Voltage (kV)	Tube Current (mA)	Angle (°)	Exposure Time (s)	Pulse
Quick Scan+	90	3	180	2.0	170
Quick Scan	120	5	180	2.0	170
Standard Scan	120	5	360	3.7	310
Quick HD Scan	120	5	180	4.1	340
HD Scan	120	5	360	7.4	620

Table 2 The number of implanted tissue dosimeter

Parietal bone	2	Lung	14
Frontal bone	2	Liver	10
Brain	5	Stomach	7
Lens	2	Pancreas	2
Sphenoidal bone	4	Adrenal gland	1
Parotid gland	4	Kidney	4
Cervical vertebra	3	Lumbar vertebrae	2
Mandibular	3	Intestine	13
Submandibular gland	4	Pelvic bone	8
Sublingual gland	2	Sacrovertebral	2
Pharynx	1	Ovary	2
Thyroid gland	2	Rectum	3
Clavicle	2	Uterus	2
Esophagus	8	Urinary bladder	1
Sternum	2	Breast	4
Thymus gland	2	Surface of the eyeball	2
Thoracic vertebrae	5	Inguinal region	2
Scapula	4	Testis	4
Costal	10	Total	150

Table 3 Each DAP according to FOV in an identical protocols

FOV	90kV 3mA (mGy cm²)	120kV 5mA (mGy cm²)
16×4	21.3	277
16×6 Mandible	31.5	405.2
16×6 Maxilla	31.3	414.2
16×8	40.9	538.9
16×10	51	692
16×11	55.5	734.9
16×13	64.8	865.8

Table 4 DAP and Kair result of each protocols

Scan protocol	QS+	QS	QHD	STD	HD
DAP (mGy cm ²)	78.7	277	554	498	997
K _{air} (mGy)	0.20	0.74	1.48	1.35	2.70

Table 5 Organ and tissue absorbed dose of each protocols

Scan protocol	QS+	QS	QHD	STD	HD
	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)
Bone surface	0.115	0.552	1.104	1.075	2.149
Bladder	0.6×10^{-3}	0.1×10^{-2}	0.2×10^{-2}	2.7×10^{-4}	5.3×10^{-4}
Breast	1.76×10^{-3}	8.99×10^{-3}	18.0×10^{-3}	18.5×10^{-3}	36.9×10^{-3}
Colon (U+L)	0.8×10^{-4}	2.2×10^{-4}	4.4×10^{-4}	4.3×10^{-4}	8.5×10^{-4}
Gonads ($[\sigma^2 + \varphi^2]/2$)	0.8×10^{-4}	1.5×10^{-4}	3.0×10^{-4}	4.3×10^{-4}	8.6×10^{-4}
Liver	1.8×10^{-4}	8.2×10^{-4}	1.64×10^{-3}	1.96×10^{-3}	3.92×10^{-3}
Lung	9.5×10^{-4}	5.34×10^{-3}	10.7×10^{-3}	0.011	0.022
Esophagus	16.3×10^{-3}	74×10^{-3}	0.148	0.131	0.261
Red bone marrow	0.0113	0.0545	0.109	0.102	0.203
Skin	0.0132	0.0586	0.117	0.105	0.209
Stomach	1.6×10^{-4}	8.2×10^{-4}	1.64×10^{-3}	1.66×10^{-3}	3.32×10^{-3}
Thyroid	0.0313	0.147	0.294	0.303	0.606
Brain	0.0874	0.457	0.914	0.687	1.373
Salivary glands	0.190	0.893	1.786	1.703	3.406
Remainder (13)	0.026	0.121	0.242	0.228	0.456

Table 6 Effective dose of each protocols

Scan mode	Effective dose (mSv)
Quick Scan+	0.0108
Quick Scan	0.0514
Standard Scan	0.0958
Quick HD Scan	0.107
HD Scan	0.193



Fig 1 optically stimulated luminescent dosimeter, nanoDot

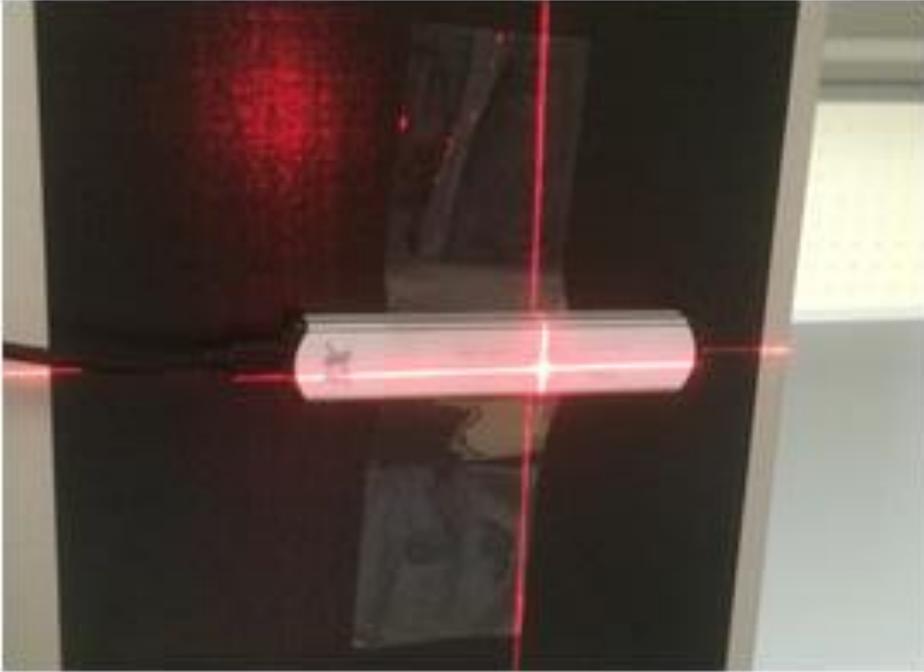


Fig 2 Xi detector setting position for 3D eXam+ FPD

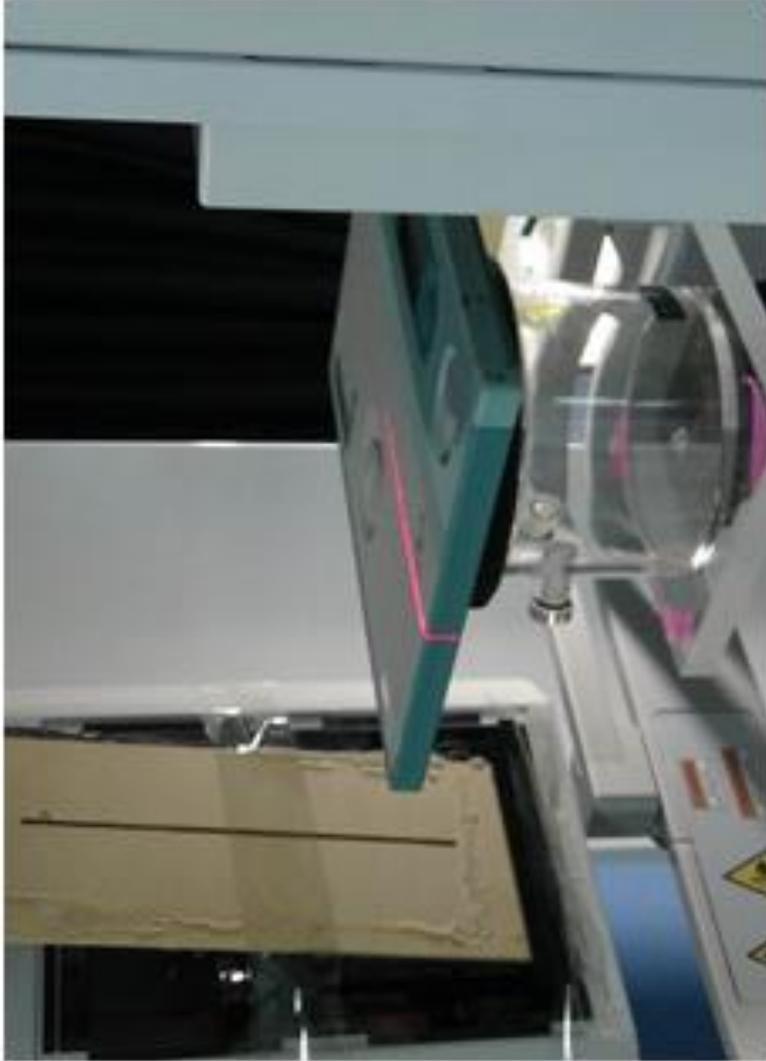


Fig 3 ST-VI setting position for pulse scanning



A



B

Fig 4 RANDO Phantom setting position and marker position

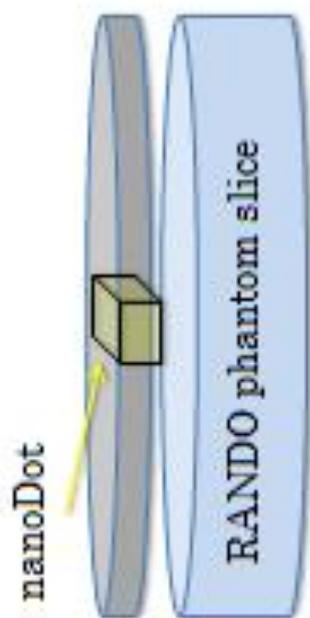
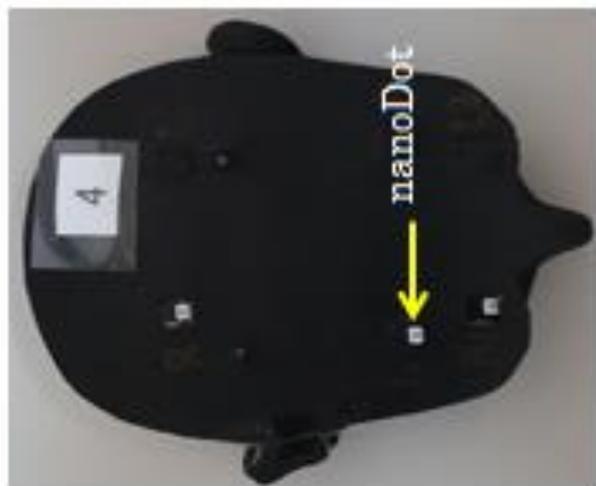


Fig 5 nanoDot implanting situation for RANDO Phantom

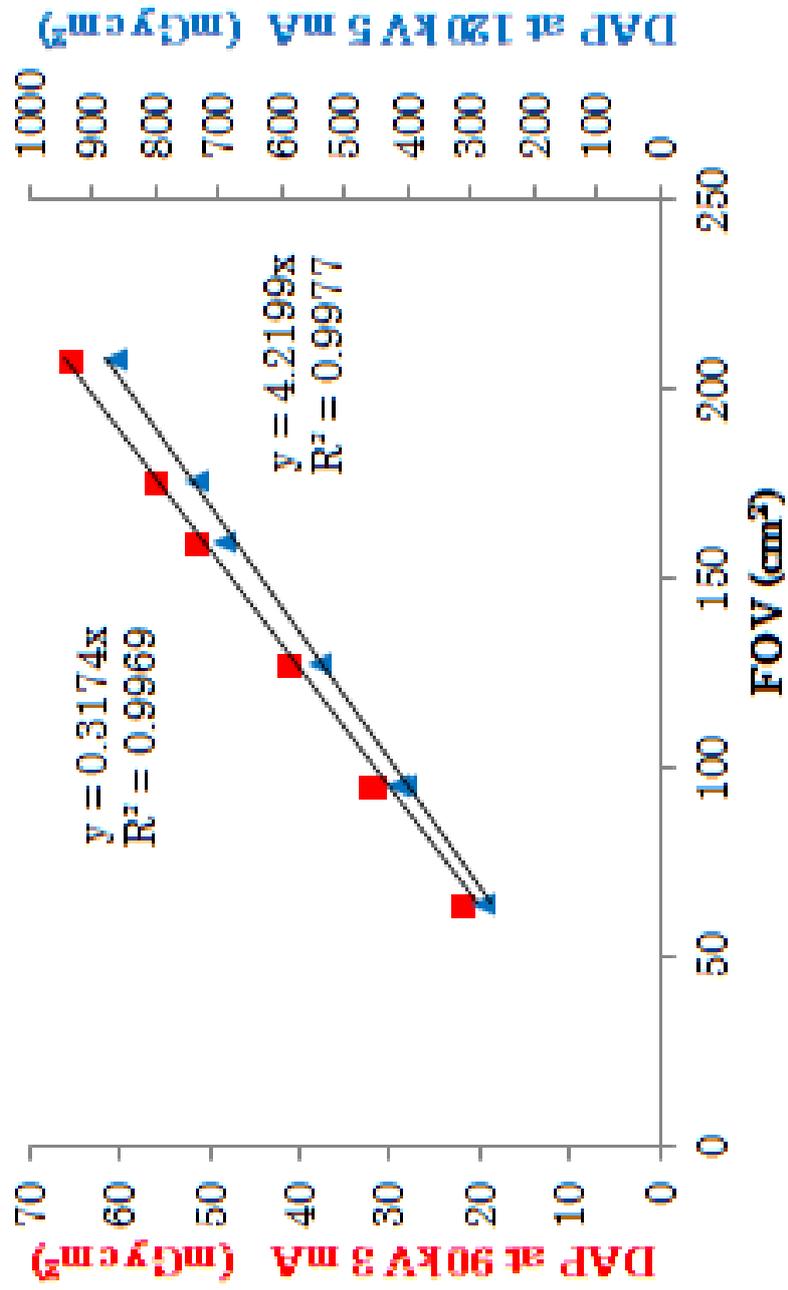


Fig 6 DAP value of each protocols

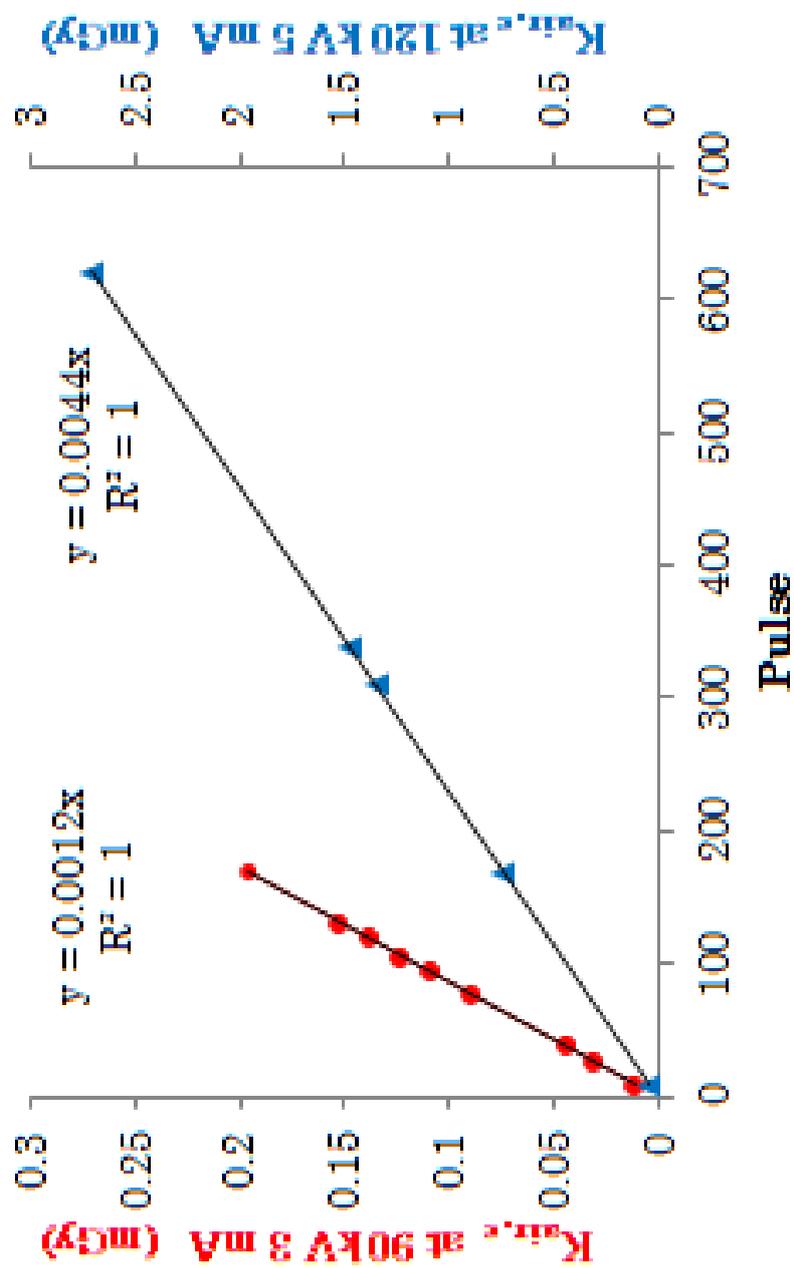
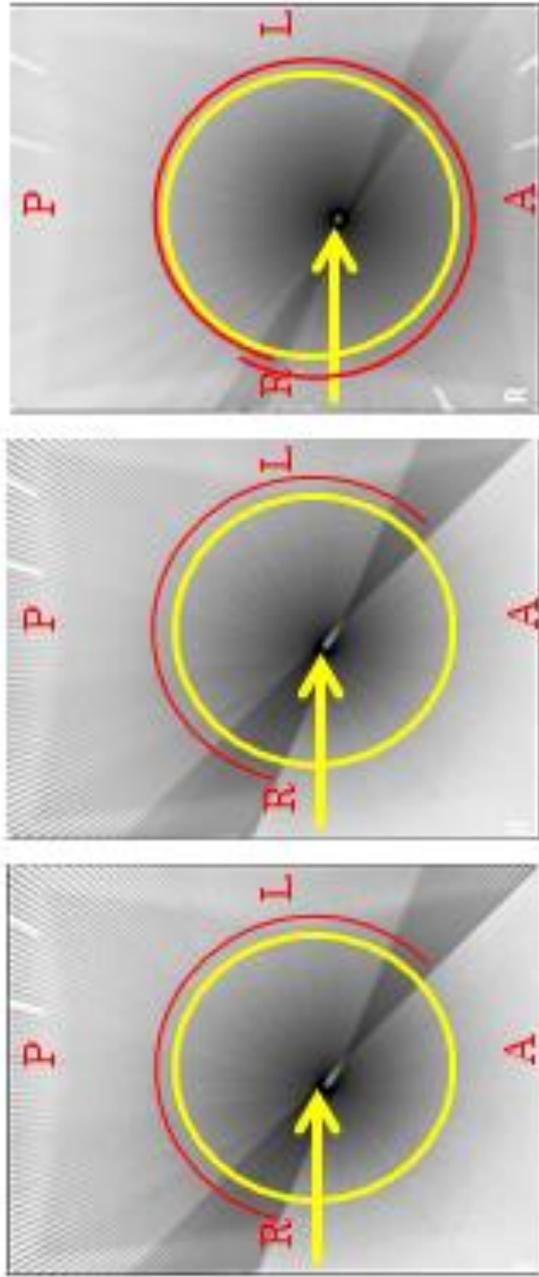


Fig7 Kair value of each pulse and protocols



Quick Scan+ Quick Scan HD Scan

Fig 8 Pulse interval and Starting position at QS+, QS and HD Scan