

## Original Article

## 320 列面検出器型 CT による距離の計測誤差と被曝線量の検討～嚥下造影検査との比較～

金森大輔,<sup>1</sup> 加賀谷 斉,<sup>2</sup> 藤井直子,<sup>3</sup> 稲本陽子,<sup>2</sup> 中山澗利,<sup>4</sup>  
鈴木昇一,<sup>5</sup> 水谷英樹,<sup>1</sup> 岡田澄子,<sup>6</sup> 片田和広,<sup>3</sup> 才藤栄一<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 藤田保健衛生大学医学部歯科口腔外科

<sup>2</sup> 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学 I 講座

<sup>3</sup> 藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室

<sup>4</sup> 日本大学歯学部摂食機能療法学講座

<sup>5</sup> 藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科

<sup>6</sup> 藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科

## 要旨

Kanamori D, Kagaya H, Fujii N, Inamoto Y, Nakayama E, Suzuki S, Mizutani H, Okada S, Katada K, Saitoh E. Examination of the distance measurement error and exposed dose when using a 320-row area detector CT: A comparison with videofluoroscopic examination of swallowing. Jpn J Compr Rehabil Sci 2011; 2: 18-23

【目的】320 列面検出器型 CT (320-ADCT) における距離の計測誤差ならびに被曝線量を嚥下造影検査 (VF) と比較することである。

【方法】成人頭蓋骨標本につけられた放射線不透過性のマーカを使用し 2 点間の距離を計測した。VF ではオトガイマーカにより補正した。320-ADCT では距離計測ツールを用いた。距離計測後 VF と 320-ADCT の誤差を比較した。被曝線量はランドファントムを使用し TLD 素子より算出した。

【結果】VF における相対誤差は最も大きいもので 12.9% であった。320-ADCT では最も誤差が大きいものでも相対誤差 0.34% 以内であった。VF は入射側の皮膚吸収線量が高く、反対側に比べ 4.8~12.1 倍の線量で最大 25.30mGy であり、実効線量は 1.05mSv であった。320-ADCT において最大皮膚吸収線量は 47.07mGy、実効線量は 1.65mSv であった。

【結論】320-ADCT は VF と比較すると、計測誤差は少なく様々な方向から観察可能であるが、被曝線量は多くなるため摂食・嚥下機能の評価は両者を上手に組み合わせる行うことが重要である。

**キーワード：**嚥下造影検査, 320-ADCT, 距離計測, 被曝線量

著者連絡先：金森大輔

藤田保健衛生大学医学部歯科口腔外科

〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪 1-98

E-mail: dkanamor@fujita-hu.ac.jp

2011年3月24日受理

本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

## はじめに

現在、嚥下機能評価のゴールドスタンダードとして嚥下造影検査 (videofluoroscopic examination of swallowing; VF) が用いられているが、VF は 3 次元の嚥下運動を 2 次元で評価するため、情報の損失が生じてしまう。3 次元的な評価には磁気共鳴映像法 (magnetic resonance imaging; MRI) や CT (computed tomography) などがこれまで用いられてきた [1-9]。しかし、MRI は舌骨などの硬組織の評価にも適さず、時間分解能も VF には及ばない。近年普及したマルチスライス CT は、1 辺が 0.5mm の高空間分解能ボリュームデータが得られるため、嚥下に関する研究にも用いられるようになってきた [2, 3]。しかし、これまでのマルチスライス CT は体軸方向のデータ収集に一定時間を必要とするため、画像データの上端と下端の時相が異なり、嚥下のような速い運動をとらえることができなかった。また、歯科用コンベーム CT は撮影範囲が限られ、最新の機械であっても撮影に 10 秒近くかかる。しかし、2008 年にはじめて報告された 320 列面検出器型 CT (以下 320-ADCT) では等時相撮影が可能となり、同一部位を連続的または間欠的に複数回撮影することで 3 次元データを動的解析し表示することが可能である [10-13]。そのため、3 次元の嚥下運動を時間軸上に視覚化することで摂食・嚥下運動の動態をより明らかにすることができる可能性がある。

VF や CT を撮影する場合には計測誤差に注意する必要がある。大塚 [14] は VF では透視台上で 40mm の距離において 3mm 程度の誤差があったと報告している。近年の CT は 0.5mm スライスで再構成可能であることから精度もよく、相対誤差 0.6% で距離計測可能であったという報告がある [15]。320-ADCT は最小で 0.35mm スライスでの再構成が可能であることから空間分解能もさらに優れていると考えられる。しかし、VF と CT は両者ともに X 線を使用するため被曝による放射線障害のリスクがある。本研究の目的は今後 320-ADCT を摂食・嚥下機能評価に用いてい

くための基礎的データとして、距離計測誤差と被曝線量を VF と比較検討することである。

## 方法

### 撮影装置

VF 装置はデジタル X 線 TV システム (ZEXIRA DREX-ZX80, 東芝メディカルシステムズ社), デジタルビデオレコーダ (WV-D9000, SONY), VF 検査用椅子 (VF-MT-1, 東名ブレース), CT 装置は 320-ADCT (Aquilion ONE, 東芝メディカルシステムズ社) を使用した。CT 撮影用リクライニング椅子 (東名ブレース (株), アスカ (株) 共同制作) は背面の角度調整と座面全体の前後方向の位置調整が可能でありスキャン面まで顔面部を挿入できるように設計した。背面のサポートは放射線の吸収が少ないカーボンなどの素材を使用した。

### 1. 計測誤差

成人頭蓋骨標本 (成人頭蓋骨標本, 京都科学標本) を使用し, オトガイ下部, 左下顎角部, 下顎中切歯間切縁部, 左関節突起上縁, 前鼻棘, 後鼻棘にそれぞれマーカを設置した。マーカは歯科用根管充填材 (デンツプライ ガッタパーチャポイント, デンツプライ三金) を使用した。マーカは 1mm 程度の大きさに加工し使用した。計測部位はオトガイ-左下顎角間, 下顎切歯切縁-オトガイ間, 左下顎角-左関節突起上縁間, 前鼻棘-後鼻棘間である (図 1)。成人頭蓋骨標本の実測値はマーカ間をキャリパス (デンタル キャリパス, YDM) にて測定した。VF, 320-ADCT の計測値から相対誤差 (相対誤差 = |誤差| / 実測値 × 100) を算出し比較検討した。

#### a. VF

成人頭蓋骨標本を VF 検査用椅子のヘッドレストに設置しオトガイ前方部に直径 10mm 径の補正用マーカをつけた状態の側面像を撮影した。管球から寝台の距離は 140cm, 撮影条件は管電圧 75kV, 管電流 1.2mA,

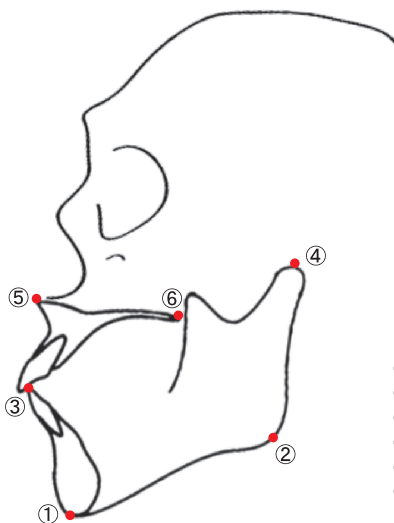


図 1. マーカ設置部位  
マーカ設置部位を示す。

撮影後はパーソナルコンピュータ (VAIO VGN-SZ95 Windows Vista Ultimate SP2, SONY) および動画編集ソフト (Adobe Premier Elements 4, Adobe) を使用し画像作製した。補正用マーカから距離の補正を行い画像処理ソフトウェア (ImageJ, アメリカ国立衛生研究所) を使用し, マーカ間の距離を計測した。

### b. 320-ADCT

CT 寝台上に VF 撮影時に使用した成人頭蓋骨標本を配置し管電圧 120kV, 管電流 60mA の条件で撮影をおこなった。撮影後, 得られたデータから東芝 Aquilion One に付属のワークステーションおよび Ziosoft M900 Quadra を使用し多断面再構成画像 (multi-planar reconstruction; MPR) と VR (volume rendering) 法を用いて作製した 3 次元像を使用し画像を作製計測した。距離計測については付属の距離計測ツールを使用した。

### 2. 被曝線量

VF と 320-ADCT の線量計測は人体ファントム (Alderson; ランド社製) を用いた TLD (thermoluminescence dosimeter) 法で行った (TLD 素子 MSO-S, TLD リーダ Tmodel 3000; 極光社製)。TLD 法は放射線を受けた結晶性物質を加熱したときに発する蛍光を利用した線量測定法のことであり, 放射線作業従事者の職業被曝や環境放射線モニタリング, 医療用放射線照射の被曝線量の評価として, 多く用いられている [14, 16, 17]。

#### a. VF 撮影時の線量計測

TLD 素子を人体ファントムの頭部から生殖腺部 (図 2, 赤枠内に相当) まで計 186 本挿入した。皮膚線量計測のための TLD 素子は左右 2 本を 1 セットとし



図 2. ランドファントム  
ランドファントムの TLD 装着範囲を赤枠内に示す。

表 1. VF 撮影条件

	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	撮影時間 (分)
側面	75	1.2	4.2
正面	120	1.2	0.8

計 39 セットを表面に装着した。配置箇所は両眼下、両耳下、前後左右の頸部、前後左右の胸部、前後左右の生殖腺とした。ファントムを 45°リクライニングにし VF 検査用椅子にのせ、側面および正面撮影を行った。本研究では VF の基準である 5 分を目処とし[16]、合計 5 分間撮影を行った。撮影条件を表 1 に示す。側面撮影は管電圧 75kV 管電流 1.2mA を使用し、X 線は左側から照射した。X 線照射後 TLD リーダで TLD 素子の蛍光量を読み取った。

**b. 320-ADCT 撮影時の線量計測**

TLD 素子を VF と同じ位置に配置し、実際の撮影と同じ肢位に人体ファントムを設置した。すなわち、仰角 45°とし、ガントリーは 22°頭側に傾け水晶体への被曝を最小限にするよう心がけた。撮影条件を表 2 に示す。本スキャンでは管電圧 120kV、管電流 60mA を使用し 3.15 秒間の dynamic volume スキャンを行った。X 線照射後 TLD リーダで TLD 素子の蛍光量を読み取った。

**c. 計測結果の算出方法**

**1) 吸収線量の算出方法**

X 線被曝の目安となる吸収線量 = TLD 読み取り値 × TLD 校正定数 × 軟部組織の補正係数 (すなわち軟部組織の質量減弱係数 / 空気質量減弱係数) で表される。皮膚の TLD 読み取り値は左右 2 本の平均値とした。TLD 校正定数は国家基準と校正のとれた電

表 2. 320-ADCT 撮影条件

	位置決め スキャン	本スキャン
スキャンモード	Volume	Dynamic Volume
管電圧 (kV)	120	120
管電流 (mA)	10	60
回転時間 (sec/rot)	0.35	0.35 (3.15)
撮影範囲 (mm)	160	160
ヘリカルピッチ	1	1
FOV (mm)	240 (S)	240 (S)
CTDI vol (mGy)	0.4	21.7
CTDI vol.e (mGy)	0.6	34.7
DLP.e (mGy・cm)	10.3	554.9

離箱を使用し交換校正法により算出し、1本ずつ校正された値を使用した。軟部組織への補正係数は、肺の部分 (断面 12~28) までを 1.074 とし、その他は軟部組織として考え 1.07 とした。

**2) 実効線量の算出方法**

実効線量 = Σ (吸収線量 × 放射線荷重係数 × 組織荷重係数) で表される。放射線荷重係数は 1.0 とした。組織荷重係数は国際放射線防護委員会 (ICRP) 2007 年勧告 [18] を引用し骨表面、脳、唾液腺、皮膚: 0.01、膀胱、肝臓、食道、甲状腺: 0.04、生殖腺: 0.08、骨盤、大腸、肺、胃、乳房、残りの臓器: 0.12 とした。皮膚については検査領域の中心となる顔面・頸部および胸部、生殖腺の 3 領域に分け算出した。算出された値より VF と 320-ADCT における吸収線量および実効線量の比較を行った。

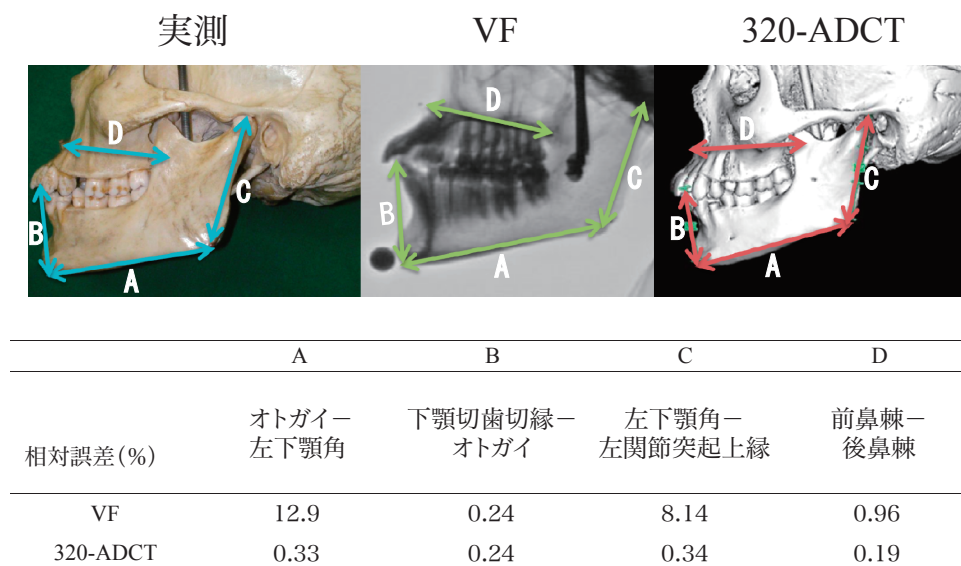


図 3. 2 点間距離の誤差

実測値に対する相対誤差を示す。VF, 320-ADCT とともに正中にある構造物は比較的良好な結果であった。



表3. VF の皮膚吸収線量

部位	右	左	正面	背面
眼下	3.32	23.71		
耳下	3.91	25.30		
頸部上	5.13	24.77	19.85	10.51
頸部中	4.06	21.25	19.52	10.28
頸部下	1.55	18.79	18.33	1.37
甲状腺	14.22	21.15		0.57
胸部1	0.22	0.45	3.10	0.18
胸部2	0.22	0.30	4.12	0.18
胸部3	0.24	0.25	5.79	0.13
胸部4	0.18	0.30	5.72	0.13
生殖腺	0.01	0.02	0.03	0.01

mGy

表4. 320-ADCT の皮膚吸収線量

部位	右	左	正面	背面
眼下	26.74	32.78		
耳下		39.83		
頸部上	41.65	41.16	44.77	30.66
頸部中	34.66	35.16	47.07	26.44
頸部下	21.11	26.70		24.96
甲状腺	8.02	9.00		15.18
胸部1	0.62	0.72	0.93	1.05
胸部2	0.52	0.62	0.80	0.66
胸部3	0.46	0.48	0.62	0.38
胸部4	0.31	0.44	0.43	0.31
生殖腺	0.03	0.04	0.03	0.03

mGy

## 結果

### 1. 2点間距離の計測結果

図3に計測部位およびその結果を示す。実測値に対する相対誤差は、VFではオトガイ-左下顎角において12.9%と最も大きく、320-ADCTでは左下顎角-左関節突起上縁において0.34%と最も大きかった。

### 2. 被曝線量の測定結果

VF撮影時の吸収線量および実効線量の結果を表3に示す。VFでの最大吸収線量は入射側である左耳下腺部に当たる皮膚の部位において25.30mGy、反対側3.91mGyであった。正面では頸部上皮膚で最も高く19.85 mGyであった。VFの実効線量は1.05mSvであった。

320-ADCT撮影時の吸収線量および実効線量の結果を表4に示す。320-ADCTでの最大吸収線量は頸部中にあたる皮膚の部位で47.07mGyであった。同断面右34.66 mGy、左35.16 mGy。320-ADCTの実効線量は1.65mSvであった。

## 考察

VFを用いた動作解析では、頸部やオトガイにつけた補正用マーカを拡大率の補正に用いて移動距離や速度の検討をすることが一般的である[19]。今回の結果で下顎切歯切縁-オトガイ、前鼻棘-後鼻棘のように正中を通る部位の相対誤差はVF、320-ADCTともに1%以内であり良好であった。したがって、嚥下時に正中を通る食塊や舌骨、喉頭の位置関係をVF側面像から検討することは精度的に問題ないと考えられた。VFにおいてオトガイ-左下顎角の相対誤差が12.9%、左下顎角-左関節突起上縁間において8.14%と大きかった要因は、1) 計測部位の透視台からの距離が補正用マーカと異なるため倍率が変化する、2) 画像中心から周辺部に向かって拡大率が大きくなる、3) 3次元の物体を2次元的に表しているため透視台に対し傾きがある場合は正確に計測できない、ためと考えられた。今回の結果からはVF側面像を用いて、嚥下時に正中を通る食塊や舌骨、喉頭の位置関係を検討することは精度的に問題ないと考えられた。320-ADCTの誤差は最大0.34%であり、Ludlowら[15]の報告しているdry skullを用いたCTにおける相対誤差0.6%より小さかった。誤差が小さかった理由は320-ADCTのデータ収集の最小単位であるボクセルが等方性であり高空間分解能であること、3次元のデータから直接距離を測ることが可能なためと考えられる。

被曝線量に関してはVFにおける皮膚吸収線量は最大でも25.30mGyであり確定的影響の早期一過性皮膚紅斑の閾値である2000mGyより少ない被曝であり、VFの実効線量は1.05mSvであった。VFの被曝については数多くの報告があり[14, 16, 20-23]、Wrightら[21]は23人の平均検査時間286秒で平均0.4mSv、胸部単純X線(1回の被曝0.04mSv)約10枚分であったとしている。今回の結果は、これまでの実効線量の報告より高い結果となった。実効線量が高くなった原因として、これまでの論文では正面での検査が頸部だけの撮影になっており、食塊通過診断のための食道の撮影がされていないことが挙げられる。食道の診断の透視撮影はより高い透視条件を使用する必要があり、そのために今回の線量は過去の線量の報告より高い結果となったと考えられる。

320-ADCTにおける皮膚吸収線量は最大でも47.07 mGyであり確定的影響の早期一過性皮膚紅斑の閾値である2000mGyより少ない被曝であった。水晶体部皮膚(眼下)においては右26.74 mGy、左32.78mGyであり軽度の混濁の閾値1~2 Gy、白内障の閾値5 Gy以下であった。320-ADCTの実効線量1.65mSvは、比較的低い線量とされる頸部CT撮影1回分2.8mSvより小さかったが[24]、VFの1.6倍程度であった。計測誤差や被曝線量などは計測部位、使用機材、撮影方法などにより同一ではないが、本研究は今後320-ADCTを臨床応用していく上で基礎的データとして重要と考えられる。

VFは320-ADCTより被曝線量が少ないため咀嚼などの長時間の撮影が必要な検査にも有用であり、また、透視台に平行な正中構造物の計測に限れば比較的誤差は少ない。一方、320-ADCTでは様々な部位の距離

計測がVFより正確に可能であるが、1回のスキャンでもVFより被曝量が多いことから、スキャン回数は最小限にすべきと考える。したがって、320-ADCTはVFに代わる検査ではなく、VFでは知ることのできない多方向からの3次元的な観察によって、病態をより詳細に把握し、訓練や治療に生かすために行うべき検査と考える。摂食・嚥下機能の評価は両者の特性を上手に組み合わせて行うことが重要と思われる。

### 謝辞

稿を終えるに臨み、本研究にご協力いただきました藤田保健衛生大学病院放射線部各位に厚くお礼申し上げます。

### 文献

1. Kitano H, Asada Y, Hayashi K, Inoue H, Kitajima K. The evaluation of dysphagia following radical surgery for oral and pharyngeal carcinomas by cine-magnetic resonance imaging (cine-MRI). *Dysphagia* 2002; 17: 187-91.
2. Takehara I, Sugimoto A, Kamikubo T, Fujitani J, Miyano S, Ikai T, et al. A new experiment in evaluation for swallowing movement by helical CT. *Jpn J Dysphagia Rehabil* 2002; 6: 128-32. Japanese.
3. Takehara I, Chu J. Pharynx and oesophagus evaluation during the swallow using helical computerized tomography. *Disabil Rehabil* 2004; 26: 733-8.
4. Hartl DM, Kolb F, Bretagne E, Marandas P, Sigal R. Cine magnetic resonance imaging with single-shot fast spin echo for evaluation of dysphagia and aspiration. *Dysphagia* 2006; 21: 156-62.
5. Karacay S, Akin E, Sayin MO, Bulakbasi N. Real time balanced turbo field echo Cine-MRI in the analysis of deglutition events and transit times. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 646-53.
6. Akin E, Sayin MO, Karacay S, Bulakbasi N. Real-time balanced turbo field echo cine-magnetic resonance imaging evaluation of tongue movements during deglutition in subjects with anterior open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 24-8.
7. Sutthiprapaporn P, Tanimoto K, Ohtsuka M, Nagasaki T, Konishi M, Iida Y, et al. Improved inspection of the lateral pharyngeal recess using cone-beam computed tomography in the upright position. *Oral Radiol* 2008; 24: 71-5.
8. Yamashina A, Tanimoto K, Ohtsuka M, Nagasaki T, Sutthiprapaporn P, Iida Y, et al. A morphological comparison of the piriform sinuses in head-on and head-rotated views of seated subjects using cone-beam computed tomography. *Oral Radiol* 2008; 24: 64-70.
9. Breyer T, Echternach M, Arndt S, Richter B, Speck O, Schumacher M, et al. Dynamic magnetic resonance imaging of swallowing and laryngeal motion using parallel imaging at 3 T. *Magn Reson Imaging* 2009; 27: 48-54.
10. Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008; 24: 535-46.
11. Fujii N, Inamoto Y, Saitoh E, Baba M, Okada S, Yoshioka S, et al. Evaluation of Swallowing Using 320-Detector-Row Multislice CT. Part I: Single-and Multiphase Volume Scanning for Three-dimensional Morphological and Kinematic Analysis. *Dysphagia* 2010 Jan 20. Epub ahead of Print.
12. Inamoto Y, Fujii N, Saitoh E, Baba M, Okada S, Katada K, et al. Evaluation of Swallowing Using 320-detector-row Multislice CT. Part II: Kinematic Analysis of Laryngeal Closure during Normal Swallowing. *Dysphagia* 2010 Mar 5. Epub ahead of Print.
13. Klingebiel R, Siebert E, Diekmann S, Wiener E, Masuhr F, Wagner M, et al. 4-D Imaging in cerebrovascular disorders by using 320-slice CT: feasibility and preliminary clinical experience. *Acad Radiol*. 2009; 16: 123-9.
14. Ohtsuka M. Reduction of Patient Dose and Improvement of Measurement Accuracy in Radiographic Swallowing Studies. *Dent Radiol* 2004; 44: 1-15. Japanese.
15. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 534-42.
16. Hasegawa J, Sunayasiki T, Takeuchi K. Estimation of Radiation Exposure Doses to Examiner from the Videofluoroscopic Examination of Swallowing. *Jpn J Dysphagia Rehabil* 2007; 11: 33-41. Japanese.
17. Syoichi S, Kobayasi M. Dose Estimation of Head CT Examination by Volume Scanning of 320 Area Detector Row CT. *Jpn J Radiol Technol* 2009; 65: 1127-34. Japanese.
18. International Commission on Radiological Protection. 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 2007; 37: publication no. 103
19. Kanamori D, Kagaya H, Yokoyama M, Saitoh E, Ozaki K, Okada S, et al. Trajectory of the Hyoid Bone during Isolated Pharyngeal Swallow. *Jpn J Dysphagia Rehabil* 2009; 13: 192-6. Japanese.
20. Beck TJ, Gayler BW. Image quality and radiation levels in videofluoroscopy for swallowing studies: a review. *Dysphagia* 1990; 5: 118-28.
21. Wright RER, Boyd CS, Workman A. Radiation doses to patients during pharyngeal videofluoroscopy. *Dysphagia* 1998; 13: 113-5.
22. Crawley MT, Savage P, Oakley F. Patient and operator dose during fluoroscopic examination of swallow mechanism. *Br J Radiol* 2004; 77: 654-6.
23. Zammit-Maempel I, Chapple CL, Leslie P. Radiation dose in videofluoroscopic swallow studies. *Dysphagia* 2007; 22: 13-5.
24. Cohnen M, Poll LW, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Mödder U. Effective doses in standard protocols for multislice CT scanning. *Eur Radiol* 2003; 13: 1148-53.