

歯科用デジタルX線装置

新井 嘉則¹⁾²⁾, 塩島 勝¹⁾

松本歯科大学 歯科放射線学講座¹⁾
総合歯科医学研究所²⁾

Digital X-ray system for dental use

YOSHINORI ARAI, MASARU SHIOJIMA

*Department of Oral Radiology, Matsumoto Dental University School of Dentistry¹⁾
Institute for Oral Science, Matsumoto Dental University²⁾*

Summary

The Computer technology has developed very quickly, every sorts of equipment change to digital system from conventional system. For examples, the Mover phone and camera improved the ability using the newly technology. Moreover the size of the equipment will be smaller and smaller than that. The dental equipments are without exception too. In this paper, the whole fields of the digital X-ray system for dental uses were explained. They are intra-oral radiography using Charged Couple Device, panoramic radiography using Imaging Plate and the tiny computed tomography for dental use.

はじめに

コンピュータの著しい発展により、あらゆるものがデジタル化されてきている。携帯電話やカメラはデジタル化によってその性能を飛躍的に向上させている。歯科用のデジタルX線撮影装置も例外ではない。本論文は歯科用のデジタルX線装置全般にわたり、その解説を行う。

従来法との比較

従来のフィルム法はX線を直接フィルムに受けて、そのX線潜像を現像処理によって可視化した。この現像処理は化学的な処理で、銀塩を還元して金属銀に変換する処理を行う。このため、薬液の温度、力価および処理時間に画質が大きく

依存するために、その管理には大きな労力が必要であった。多数の写真を処理する大きな施設では専門のスタッフによって十分な管理がなされ、安定した画質が得られていた。しかし、一般的な歯科医院では現像枚数が少ないために、現像管理をすることが難しかった。そのため、一定の画質を得るのに多大な労力が必要とされた。

デジタル方式では、X線を何らかのセンサーで受けて、それを電気信号に変換し、さらにデジタル変換した後にコンピュータ処理が行われる。処理したデータは一旦、ハードディスクなどの外部記憶装置に蓄えられる。画像はCRTや液晶などのモニターで観察されたり、フィルムに焼き付けて通常のフィルムの形にして、シャウカステン上で観察される。

歯科では、一般的には画像を直接液晶などのモニター上で観察するのが主流である。これはフィルムで観察する場合には、わざわざフィルムに焼き付ける行程が必要となりそのための煩雑な操作が必要になるためである。また、モニター上ではコンピュータ操作によって輝度、コントラストを自由に変化させて観察しやすい画像に調整するのが容易で、しかも、拡大や距離などの計測が可能のため操作が簡便であるが、フィルムで観察した場合はそれらを変化させることができず、観察しづらい場合があった。

さらには、コンピュータ上でデータベースを構築することによって、画像を瞬時に取り出すことが可能となり、医療の効率化に貢献している。従来のフィルムでは画像の劣化、保管スペースなどの問題があり、紛失などの事故も考えられた。

フィルム法の利点としては、それ自体が X 線のセンサーであり、記録媒体であり、表示装置であるために、簡素な設備ですべてが行えるということである。一方デジタルシステムでは、X 線センサー、処理用コンピュータ、外部記憶装置、画像表示用のモニターなどが、その作業工程ごとに何らかの装置を必要とするために、装置が複雑ですべての装置に一樣に高い機能が要求されるためにシステム全体を安定的運用することが難しかった。しかし、この15年ほどでコンピュータの性能は約1000倍にも上がり、携帯電話やデジタルカメラの普及などで、周辺装置も低コスト化され前述の問題点はほぼ解消された。現在、新規開業する歯科医院の約7割がデジタル装置を導入している。今後さらに普及が加速されると考えられる。

現在では、携帯電話や国際電話の音質が非常に良いのはデジタル化の恩恵による。音声をデジタル化することによって、データの損失を防ぎ、そのデータを再び音声に変換することで実現されている。X 線画像においても、デジタル化することにより、今後遠隔診断などの分野が急激に伸びる可能性がある。

撮影法の種類

口内法、回転方式パノラマ断層撮影装置（パノラマ）およびセファロはセンサーの方式によって大きく2種類の方式がある。CCD (Charged Coupled Device) 方式に代表される半導体を使

用したものと、フィルム状の Imaging Plate（以下 IP）を使用した方式がある。また、最近3次元画像を観察することができる歯科用小型 X 線 CT (3 DX multi image micro CT, モリタ製作所, 京都, 以下 3 DX) が開発された。以下、概略を述べる。

CCD 方式による口内 X 線撮影装置

CCD センサーは家庭用ビデオやデジタルカメラのセンサーに多用されている。このセンサーの原理は画素一つ一つがコンデンサーとなっていて、光子が光電効果によって電子に変換されたとき、その電荷をこのコンデンサーが一時的に蓄える。読みとり操作では、ここに蓄積された電荷の量をデジタル化する。

CCD は可視光線を直接受光することができるが、X 線の場合エネルギーが高すぎるために、センサー自体を透過してしまったり、ノイズを発生させたりしてしまう。著しい場合はセンサー自身を破壊してしまう場合もある。そのため、CCD を直接、X 線センサーとして使用することはできない。そこで、X 線用の CCD センサーの場合は蛍光板で X 線を一旦受光し、そこで可視光線に変換した後にその光を CCD に導く。この光を導くために、蛍光板と CCD の間に光ファイバー束 (Fiber Optical Plate, FOP) 層があり、全部で3層から構成されている。また、この FOP は CCD センサーにとって有害な X 線から保護する機能もある。

各画素の大きさは $100 \times 100 \mu\text{m}$ 程度の大きさであるが、最近は $30 \mu\text{m}$ 程度のものも使用されている。画素が小さくなると理論的に高い解像力が得られるが、センサーの有効受光面積が急激に小さくなる。これは、画素数の増加に伴い、センサー基盤上の配線量が急激に増加し、そのため、画素の面積を小さくせざるを得ないためである。また、画素自体が X 線光で飽和しやすくなるため、ダイナミックレンジ（従来法でラチチュード、寛容度に相当）が狭くなる。また、口内法で使用する X 線管の実効焦点の大きさは $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ であるため、実際の患者の歯を撮影した場合に大きな半影ができるために、センサー上に投影した画像にすでにボケが生じているため、画素を小さくしても実際の解像力を上昇させることは困難であ

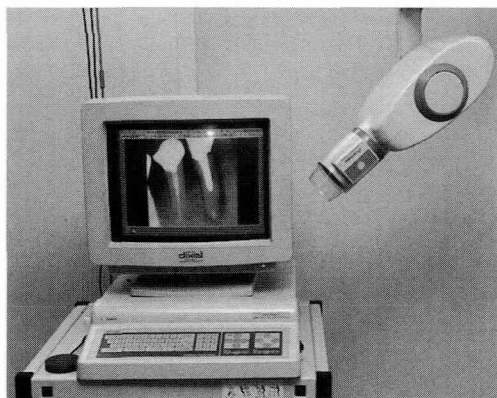


図1：国産初の口内撮影装置
モリタ製作所によって開発された CCD 方式
の口内撮影装置 (Dixel)。

る。

実際に臨床で応用すると、画素を小さくしたものは、ノイズの多い画像となっている。これは、相対的にセンサーの感度が低下したためと考えられる。また、鮮鋭度については画素を小さくしても上昇は認められない。これは、X線管の実効焦点の大きさがセンサーの大きさに比較して15倍程度と非常に大きいためと考えられた。

CCD方式はTtrophyl Radiologie社 (France) が1989年に世界で初めて実用化¹⁾、モリタ製作が1993年に国産初のシステム²⁾を開発している (図1)。

被曝線量を従来のフィルム法に比較して1/4程度にすることが可能で、現像操作を必要としないので、撮影直後に画像を観察することが可能になった。このため、一般的な撮影はもちろん、根長測定のためのX線撮影や抜歯中の確認のための撮影にも大変有効であった。

欠点としては、フィルム法に比較して分厚く、幅が約5mmあるために患者への違和感が大きいことがあげられる。また、受光面積が従来のフィルムより小さいために、撮影回数が増える可能性があった。センサーから信号ケーブルが出ているため、その取り扱いにも問題あった。

これらの問題を解決するために、蛍光層やFOPが不要の半導体センサーの開発が試みられている。その一つとしてCdTe (カドニウムテルライド) 半導体が有望視されているが、開発途上である。CdTeは原子番号が大きいためにX線を

直接受光して、光電効果によって電子に変換することが可能である。また、信号ケーブルをなくしたシステム (X-10, RF SYSTEM lab. 長野) も一部実用化されている。

IP方式による口内X線撮影装置

IP方式は特殊な蛍光板を応用したものである³⁾。一般的な蛍光板はX線を受光するとそのエネルギーを直ちに可視光線に変換して放出する。ここで使用されるIPは光輝尽発光 (photo-stimulated luminescence) という特殊な性質を応用したものである。このIPではX線を受光するとそのエネルギーを一旦、蓄積している。その後、熱や光などを外部から与えてやると、その作用で蓄積していたエネルギーを可視光線として放出するものである。

通常の蛍光板と違うのは、発光するタイミングを制御できる点にある。実用化されている方式は、撮影時は通常のフィルムと同様に行い、その後、処理装置で画像を読み取る。この装置ではIPの表面に赤色 (波長600-700 nm) の半導体レーザー光線を100×100 μmに絞りこんで照射し、その反動で発光してくる青色 (波長400-500 nm) 光を光電子倍增管で受光する。光電子倍增管には赤色と青色の光のうち、赤色をカットして青色のみを透過するフィルターを付与することで、発光した光線のみを受光するようにしている。光電子倍增管は光を受光すると光電効果によって受光面から光電子が発生し、その電子を真空中で陽極に向けて加速したのち、再び陰極に激突させることによって雪崩状に大量の電子を再放出させる。これによって、たった1個の光電子を数万倍以上に増幅する。その後、この電流をデジタル変換してコンピュータ処理を行う。

IPは蛍光板と同様に大変薄く、しかもある程度柔軟性があるので口腔内で使用しやすい大きな利点を持っている。しかし、撮影後は処理装置によって読み出し操作が必要となるために、画像を観察するまでに数分を必要とするために、即時性についてはCCD方式に比較して劣り、従来のフィルムと同等である。

また、IPは繰り返し再利用が可能であるが、表面が傷つきやすいのでその取り扱いには注意を要する。

解像力はレーザー光線の直径に大きく左右される。しかし、レーザー光線を直径 $50\text{ }\mu\text{m}$ 以下にしても、蛍光板内で散乱するために実際の画素の大きさを直径 $100\text{ }\mu\text{m}$ 以下にすることは難しい。また、IP 表面をレーザー光線で走査する必要があるために機械的に高い精度を必要とする。さらに、蛍光を効率良く受光するための光電子倍增管の配置や光学系の設計も画質に大きく影響を与える。

CCD 方式によるパノラマ・セファロ

パノラマ、セファロにも CCD 方式と IP 方式が現在実用化されている^{4,5)}。CCD 方式の場合、半導体を使用するために、大規模な受光センサーを製作するのが大変難しく、高額なものになってしまう。そこで、歯科では短冊状に形成された小型の CCD センサーを走査させることでパノラマやセファロなどの大面積の撮影を行う方式になっている。この方式では多数の画素を横に並べて、CCD 自体を移動させながら X 線を受光して、その移動と同期して各画素に蓄積された電荷を移動することで画像化する方式がとられている。

この方式を採用することによって、比較的小さなセンサーで大面積の撮影が可能となる。しかし、センサー自体が走査する時間が必要なことから、撮影時間が 6-20 秒程度と従来法に比較して延長してしまう欠点があった。

IP 方式によるパノラマ・セファロ

IP 自体は従来の蛍光板と同様の構造であるため、大面積のものを容易に製作することが可能である。撮影時間も従来の方式と同様に行うことができるので、撮影自体は従来の撮影装置をそのまま使用することが可能である。撮影後は専用の読み出し装置を使用する。原理は前述と同様にレーザー光線を照射し、光電子倍增管で蛍光した光を捕らえる⁶⁾。歯科では、IP をドラム状に固定して、回転させることによって表面をレーザーで走査していく方式が主流になっている(図 2-5)。欠点としては、前述と同様に撮影後、即時に画像を観察することは不可能で、観察できるようになるまでに 2-3 分程度時間を要する。

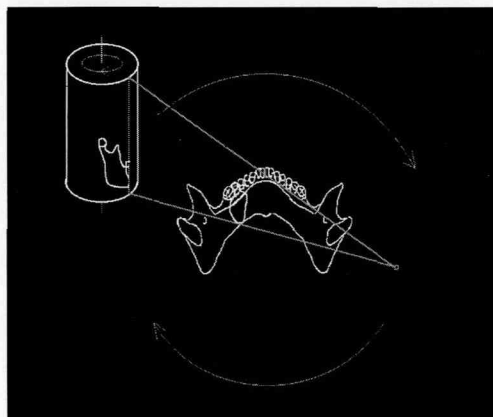


図 2: ドラムを使用した IP 方式のデジタルパノラマ装置 (撮影時)
撮影時は X 線の潜像が IP 上に蓄積される。

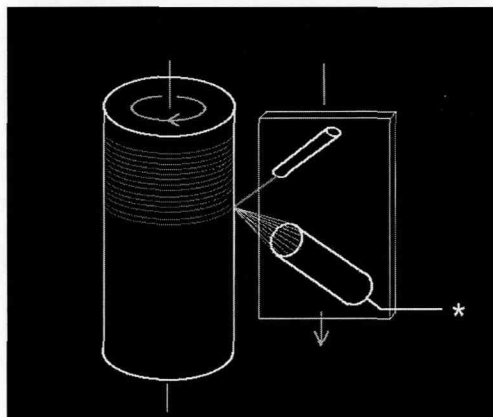


図 3: ドラムを使用した IP 方式のデジタルパノラマ装置 (読み取り時)
読み出し時はドラムを高速回転させ、レーザー光線を走査することで発光した光を光電子倍增管で捉える。

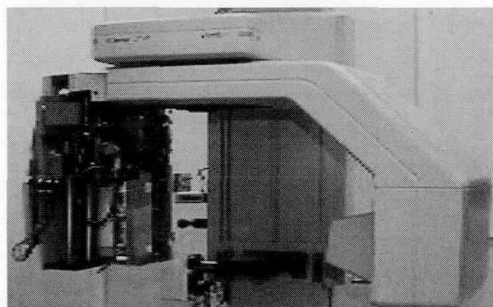


図 4: ドラム型 IP を使用したデジタルパノラマ撮影装置
世界で初めて開発に成功したドラム型 IP を使用したデジタルパノラマ撮影装置の全景。

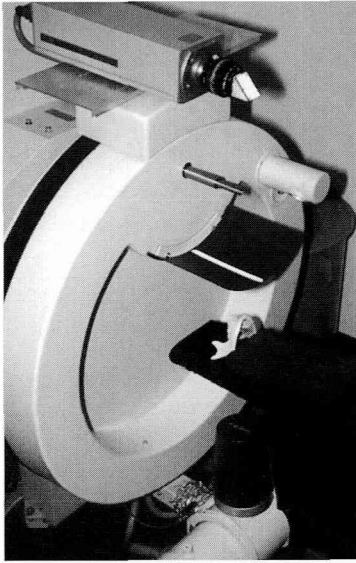


図5：デジタルパノラマ装置（撮影装置）
1988年に世界ではじめて画像化に成功したデジタルパノラマ装置。

歯科用小型X線CT撮影装置

1972年に G. Hounsfield らによって、世界で初めてコンピュータ断層撮影装置（Computed tomography; CT）が開発され、生体の脳の冠状断の画像を観察できるようになった。これによって、脳出血などの診断が可能となり医学は大きく進歩した。一方歯科でも、悪性腫瘍や骨髄炎など

の広範囲に広がる炎症では医科用のCTが診断に使用されてきたが、埋伏歯や根尖病巣などの診断には医療コストや被曝線量の問題があり、使用されることはなかった。新井はデジタルパノラマ撮影装置（図5）の開発^{7,8)}を行った技術を応用し、歯科専用に特化したCTの開発を行った。装置に求められる要件は①3次元画像が得られること ②高い解像力があること ③低被曝であること ④小型であること ⑤短時間で撮影が完了し、高速処理が可能なこと ⑥低コストであること などであった。いずれの問題も大変解決が難しいと考えられた。

そこで、撮影領域を高さ30 mm 直径40 mm の領域に限局することでこれらの問題を解決した。試作機を1997年に完成させ Ortho-CT（図6）と命名し、日本大学歯学部附属歯科病院で臨床応用を開始した。2000年12月までの3年間に3700症例の累積があった⁹⁻¹¹⁾。この技術を日本大学国際産業技術育成センター（通称 NUBIC）を通してモリタ製作所（京都）に技術移転が行われ、市販機として“3 DX multi image micro CT”（図7）が完成し、2000年12月末に厚生省の薬事認可を得た。市販第1号機が本学歯科病院に設置され臨床応用を行っている。2002年10月現在で約200症例の累積があった。画像は専用のソフトを使用することで、XYZ方向の断層像を同時に観察することで、歯や顎骨の形態の詳細を3次的に把握することが可能となった。特に埋伏歯と下顎管との

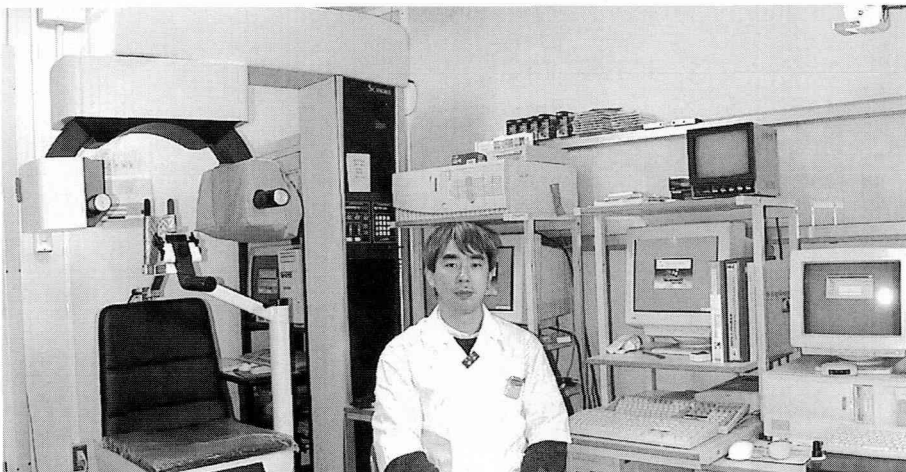


図6：歯科用小型X線CT（Ortho-CT）
世界で初めて臨床応用に成功した歯科用のX線CTの全景。



図 7: 3 DX multi image micro CT

Ortho-CT の技術移転をモリタ製作所 (京都) に行き完成した歯科用小型 X 線 CT.

位置関係, 根尖病巣の大きさ位置, 根尖と上顎洞底部の関係, 顎関節の形態などの診断に有効であった. また, インプラントでは術前診査ばかりではなく, 術後の経過観察においても鮮鋭な断層が得られその診断に有用であった¹²⁻¹⁶⁾.

データベースと画像配信

画像がデジタル化されたことによって, データベースの構築が可能となった. 蓄積された画像が高速データ通信網を活用して画像配信されることによって, 患者本人が自分の画像を健康管理に直接活用したりすることが可能となり, 今後, 新たな医療サービスが創出されることになる.

おわりに

歯科関係の X 線撮影装置がすべてデジタル化された. 今後は, これらの装置を駆使して十分なインフォームドコンセントを患者に行い, 科学的根拠に基づく治療がなされて行くと考える.

参考文献

- 1) Mouyen, f., Benz, c., Sonnabend, E., Lodter, J. P. (1989) Presentation and physical evaluation of Radio Vision Graphy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 68: 238-42.
- 2) 新井嘉則, 他 (1994) 歯科用 CCD 口内 X 線撮影装置 MCR-1000 の視覚的画像評価. 歯科放射線

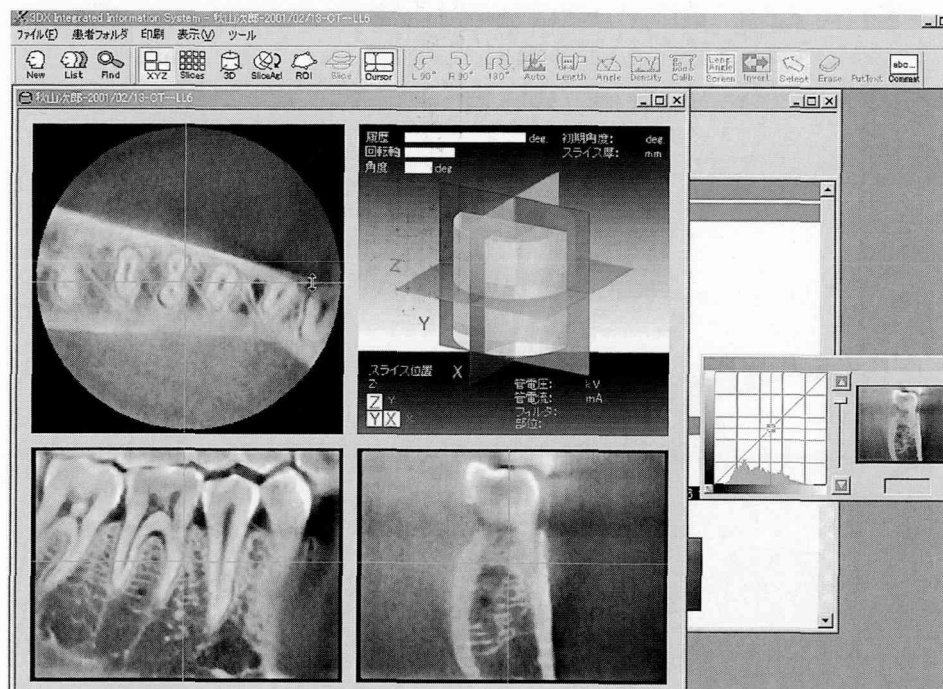


図 8: 歯科用小型 X 線 CT の画像の一例

水平断・歯列平行断, 歯列横断のそれぞれの断層位置を連続変化させながら観察することが可能である.

- 43 : 229-32.
- 3) 篠田宏司, 橋本光二, 岩井一男, 他 (1997) 歯・顎顔面領域の画像診断法. 口腔保健協会, 東京, 131-40.
 - 4) 新井嘉則, 岩井一男, 橋本光二, 江島堅一郎, 本田和也, 他 (1999) Full Frame Transfer Charge-Coupled Device 方式によるデジタル回転パノラマ X 線撮影法. 歯科放射線 **39** : 122-7.
 - 5) 新井嘉則, 橋本光二, 鈴木ひとみ, 篠田宏司 (2000) プリントしたデジタルパノラマ X 線像の画質評価. 日大歯学 **74** : 467-71.
 - 6) Kashima I. (1995) Computed radiography with photostimulatable phosphor in oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **80** : 577-98.
 - 7) 新井嘉則 (1988) 画像再構成時間の短縮と画質の向上を目的としたデジタルパノラマ装置の開発試作. 歯科放射線 **28** : 52-61.
 - 8) 新井嘉則, 西連寺永康, 篠田宏司, 橋本光二 (1994) 障害陰影除去を可能としたデジタル回転パノラマ X 線撮影装置の開発試作. 歯科放射線 **41** : 1-4.
 - 9) Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K and Shinoda K (1999) Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dento Maxillo-Facial Radiology **28** : 245-8.
 - 10) 新井嘉則, 橋本光二, 江島堅一郎, 本田和也, 岩井一男, 篠田宏司 (2000) 歯科用小型 X 線 CT (Ortho-CT) の臨床例1000例の統計的分析. 日本歯科医学会 **19** : 54-63.
 - 11) 新井嘉則 (2000) 歯科医療に最適化された小照射野 X 線 CT (Ortho-CT). 日本歯科医師会雑誌 **53** : 831-40.
 - 12) 新井嘉則, 橋本光二, 岩井一男, 篠田宏司 (2000) 小照射野 X 線 CT の実用機 “3 DX Multi Image Micro CT” の基本性能. 歯科放射線 **40** : 145-55.
 - 13) 新井嘉則, 小型 X 線 CT による 3 次元歯科 X 線画像診断 (CD-ROM) (2001), 医歯薬出版, 東京.
 - 14) 篠田宏司, 新井嘉則, 本田和也, 江島堅一郎, 伊藤公一, 吉沼直人, 小森規雄, 小木曾文内, 秋山 裕 (2001) 歯科用小照射野 X 線 CT による画像診断. 日本歯科医学会 **20** : 6-17.
 - 15) Ito K, Yoshinuma N, Goke E, Arai Y and Shinoda K (2001) Clinical application of a new compact computed tomography system for evaluating the out come of regenerative therapy : A case report (2001) J Periodontol **72** : 696-702.
 - 16) Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y and Shinoda K (2001) Clinical application of a new compact CT system to assess 3 -D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible. Clin Oral Impl Res **12** : 539-42.