原 著

デジタル画像処理によるグリッド像の除去

小 川 正 晃・砂 屋 敷 忠・山 根 由美子

小 寺 吉 衛・和 田 卓 郎

広島大学歯学部歯科放射線学教室

(論文受理 1989年1月5日)

(最終論文受理 1989年8月24日)

(Code No. 345, 496.3)

Key words : image processing, antiscatter grid, grid pattern, grid eliminating filter, visual estimation

ELIMINATION OF GRID PATTERN BY DIGITAL IMAGE PROCESSING

MASAAKI OGAWA, TADASHI SUNAYASHIKI, YUMIKO YAMANE

YOSHIE KODERA, TAKURO WADA

Department of Oral Radiology, Hiroshima University, School of Dentistry

(Article received, Jan, 5, 1989)

Summary

Some types of filters to eliminate the grid pattern from a radiograph which was taken with an antiscatter grid were proposed. By visual evaluation, the acceptability of processed images was estimated. It was concluded that these filtering methods were effective in eliminating the grid pattern without reduction in image quality.

1. はじめに

X線写真上に写るグリッドのパターンは、オリジナルのX線写真を観察するときにはあまり問題にならないが、デジタル化して入力する場合、エイリアシングエラーが生じて鑑別診断の障害となる。あるいは、エッジの強調処理などを行う際には、このパターンが極端に強調され、観察に支障をきたす。

本研究では、デジタル画像処理の前処理として、グリッドを用いたX線写真について、グリッド像を除去する方法を開発し、比較検討を行った。

2. 材料および使用装置

X線発生装置はシーメンス ELEMA CRT4 を用いた。X線フィルムはデュポン MRF3, 増感紙は LANEX MEDIUM を用いた。資料はアルダーソン XA 型頭部ファントムを単純撮影し作成した。画像処理にはミニコンピュータ (アプロコンピュータ DN580T) を用いた。画像の入力はレーザスキャナ (阿部設計) を用いた。本装置のサンプリングピッチは57~198 μm まで28 μm 間隔で可変である。また、サンプリングスポットの形状は半値幅80 μm の等方的なガウス型である。出力にはレーザプリンタ (3M) を用いた。本装置の画素サイズは85

μm , 濃度分解能は256階調である^{1,2)}.

3. 理論および方法

周波数スペクトルは空間領域におけるサンプリングによって周期関数になる. つまり Fig. 1B, C のようにもとのスペクトル (Fig. 1A) がサンプリング周波数で繰り返す. したがってスペクトル中にサンプリング周波数の1/2, つまりナイキスト周波数より大きい成分があると周波数成分が重なりあい, それがエイリアシングエラーとなる³⁾.

Fig. 1 Change in spectra after sampling.
A: Original spectra, B,C: Spectra after sampling for $\nu_n \leq \nu_g < 2\nu_n$, $2\nu_n \leq \nu_g < 3\nu_n$ respectively.

入力後のグリッド像の周波数 (ν_g) は, オリジナルのグリッド像の周波数 (ν_g) とサンプリングのナイキスト周波数 (ν_n) により次のように表される. $\nu_g \leq \nu_n$ のときはエイリアシングは生ぜず $\nu_g' = \nu_g$ となる. $\nu_n \leq \nu_g < 2\nu_n$ のときは, Fig. 1B のように $2\nu_n$ 上位のスペクトルのグリッド像の周波数成分が混入し, これがサンプリング後のグリッド像の周波数となる. このときその周波数は $\nu_g' = 2\nu_n - \nu_g$ となる. $2\nu_n \leq \nu_g < 3\nu_n$ のときは, Fig. 1C のように $2\nu_n$ 下位のスペクトルのグリッド像の周波数成分が混入する. したがって, $\nu_g' = \nu_g - 2\nu_n$ となる. 同様に, $3\nu_n \leq \nu_g < 4\nu_n$ のとき $\nu_g' = 4\nu_n - \nu_g$, $4\nu_n \leq \nu_g < 5\nu_n$ のとき $\nu_g' = \nu_g - 4\nu_n$, $5\nu_n \leq \nu_g < 6\nu_n$ のとき $\nu_g' = 6\nu_n - \nu_g$ となり, 一般にグリッド像の周波数が $k\nu_n \leq \nu_g < (k+1)\nu_n$ で, k が偶数のとき $k/2$ のピークからグリッドの周波数成分が混入し $\nu_g' = \nu_g - k\nu_n$ となり, 奇数のとき $(k+1)/2$

のピークからグリッドの周波数成分が混入し $\nu_g' = (k+1)\nu_n - \nu_g$ となる.

以上まとめると,

$k\nu_n \leq \nu_g < (k+1)\nu_n$ のとき

$$\begin{aligned} \nu_g' &= \nu_g - k\nu_n & (k=0, 2, 4, 6, \dots) \\ \nu_g' &= (k+1)\nu_n - \nu_g & (k=1, 3, 5, 7, \dots) \end{aligned} \quad \dots(1)$$

となる. すなわち, 入力後のグリッド像の周波数はオリジナルのグリッド像の周波数とサンプリングのナイキスト周波数により決定する.

いずれにせよ, グリッド像は特定の周期性をもっており, 周波数スペクトルにおいて, 本来の画像情報の周波数成分と分離できれば, グリッド像の周波数成分を除去することによりグリッド像が除去できると考えられる^{4,5)}.

そこで4種類の除去フィルタを考案した. すなわち, フィルタ 1 (f1)

$$\begin{aligned} f &= 1 & (\nu < \nu_c) \\ f &= \exp(-(\nu - \nu_c)^2 / \omega^2) & (\nu \geq \nu_c) \end{aligned} \quad \dots(2)$$

フィルタ 2 (f2)

$$\begin{aligned} f &= 1 & (\nu_x < \nu_c) \\ f &= \exp(-(\nu_x - \nu_c)^2 / \omega^2) & (\nu_x \geq \nu_c) \end{aligned} \quad \dots(3)$$

フィルタ 3 (f3)

$$f = 1 - \exp(-(\nu_x - \nu_g)^2 / \omega^2) \dots(4)$$

フィルタ 4 (f4)

$$\begin{aligned} s(\nu_x, \nu_y) &= s(\nu_{x+w}, \nu_y) & (\nu_x - \nu_c < w) \\ s(\nu_x, \nu_y) &= s(\nu_{x-w}, \nu_y) & (\nu_x - \nu_c > -w) \end{aligned} \quad \dots(5)$$

ν_c : カットオフ周波数

ν_g : 入力後のグリッド像の周波数

ν_x, ν_y : 周波数の x, y 成分

ω : フィルタの減衰を決定するパラメータ

$s(\nu_x, \nu_y)$: スペクトル

w : 置き換えを行う範囲

である.

以後, これらのフィルタを f1, f2, f3, f4 と記す.

Fig. 2 は各フィルタを3次元表示したものである. f1 は特定の周波数, すなわちカットオフ周波数より大きな周波数成分を等方的に除去するローパスフィルタである. f2 はY軸方向の周波数成分をできるだけ残して, 主にX軸方向の周波数成分を除去するフィルタである. f3 はX軸方向の特定の周波数成分のみ選択的に除去するフィルタである. これらのフィルタは周波数カットによる画像の振動, すなわちリップルを極力押さえるため, カットオフの境界は, ガウス関数を用いて滑らかに減衰するよう設計した. f4 はグリッドの周波数成分をその近傍の周

Fig. 2 Filters to eliminate the grid pattern.

A: The low pass filter to eliminate high frequency components greater than the cutoff frequency isotropically (f_1). B: The low pass filter to eliminate high frequency components greater than the cut off frequency only in the direction of the X-axis. C: The filter which eliminates the specified frequency (f_3). D: The eliminating filter by replacing the specified components with neighbors (f_4).

波数成分と置き換えることにより、グリッドの周波数成分を除去するフィルタである。このフィルタでは、グリッドの周波数成分を除去する範囲のみ、その近傍の周波数成分と置き換えるので、その他の周波数成分はほとんど保存される。また、限られた範囲の置き換えのみ行えば良いので、他の3つのフィルタに比べ計算量は数十分の1ですむ。

各フィルタの有効性は視覚評価により検討を行った。評価は、オリジナル画像を標準として、評価基準を5:優れる, 4:やや優れる, 3:同等, 2:やや劣る, 1:劣る, の5段階に分け自由観察により行った。評価者は歯科放射線科医を含む11名で、その内訳は歯科医6名, 放射線技師4名, 放射線物理学者1名であった。

4. 結 果

Fig. 3 は密度40本/cmのグリッド(フィルム上は38.6本/cmであった)を用いて撮影したファントムの頭部単

Fig. 3 The alteration of the grid pattern with the sampling pitch. The radiograph with a grid (40 lines/cm) was digitized by a laser scanner. Sampling pitch 113, 142, 170 and 198 μm were adopted respectively.

純X線写真をレーザスキャナで入力した画像である。入力には画素数 1024×1024 、サンプリングピッチ113, 142, 170, $198 \mu\text{m}$ で行った。入力後の画像では、サンプリングピッチが増大するにつれ、グリッドが低周波数側に移行するとともに、その像が太くなり目立っている。

Fig. 4 は Fig. 3 に示した各画像のパワースペクトルである。矢印で示した帯状の周波数成分がグリッドの周波数成分である。図から分かるようにサンプリングピッチの増大とともにエイリアシングエラーが生じ、グリッドの周波数成分が低周波の方に推移している。

Fig. 5 は密度50本/cmのグリッド（フィルム上は48.2本/cmであった）を用いた頭部単純X線写真を画素数 512×512 、サンプリングピッチ $56 \mu\text{m}$ ～ $198 \mu\text{m}$ で入力した後の周波数の変移を実測したものである。横軸はサンプリングのナイキスト周波数、縦軸は入力後のグリッド像の周波数である。このグラフにより、 $\nu_g < 2\nu_n$ の範囲ではあるが、(1)式の関係が確認された。

Fig. 6-A は密度28本/cmのグリッド（フィルム上は26.9本/cmであった）を用いた頭部単純X線写真を画素数 512×512 、サンプリングピッチ $85 \mu\text{m}$ で入力した画像である。Bはそのパワースペクトルであり、中央付近、すなわちゼロ周波数付近に被写体情報の主な周波数成分

があり、それから離れたところ、 2.8 cycles/mm 付近にグリッドの周波数成分の帯状のピークが見られる。また 5.5 cycles/mm にも、何に起因するか不明であるが、類

Fig. 5 The relation between frequency of a digitized grid pattern and Nyquist frequency of sampling. The radiograph with a grid (50 lines/cm) was digitized by several sampling pitches, 56 to $198 \mu\text{m}$.

Fig. 4 Frequency shift of grid pattern with sampling pitch. These are power spectra of the pictures in Fig. 3.

Fig. 6 Spectral feature of radiograph with a grid (28 lines/cm). A: The radiograph with a grid (digitized by $85 \mu\text{m}$ sampling pitch). B: Its power spectrum. C and D: Reconstructed images only from the external or internal components of the circle in B.

Fig. 7 Power spectra after application of the grid eliminating filters. O: The three dimensional expression of the spectrum in Fig. 6-B. A~D: Spectra obtained by using grid eliminating filters f1~f4 respectively.

似たピークがみられる。このスペクトルにおいて、図に示した円(半径2.6 cycles/mm)の外の周波数成分のみで画像を再構成したのがC, 円の内側の周波数成分のみで再構成したのがDである。このように円の内側は被写体本来の画像の周波数成分であり、外部は主にグリッドの周波数成分であることがわかる。

Fig. 7-O は Fig. 6-B のスペクトルを 3 次元表示したものである。A~D は、このスペクトルに各フィルタを用いて得たスペクトルである。f1, f2 のカットオフ周波数は 2.0 cycles/mm に設定した。このカットオフ周波数はグリッドの周波数成分が消える臨界値で決定した。C, D では、4 本の帯状ピークに対して各々 f3, f4 を 2 度用いた。f1 ではカットオフ周波数より大きな周波数成分はほとんど除去されている。f2 では、Y 軸方向の周波数成分はかなり残されている。f3 ではグリッドの周波数成分を含む近傍の周波数成分のみカットされている。f4 ではグリッドの周波数成分のピークの近傍以外は保存され、自然なスペクトルになっている。

Fig. 8-O はオリジナル画像, A~D はそれぞれ Fig. 7-A~D のスペクトルから再構成した画像である。

Fig. 9-O は密度 34 本/cm のグリッド (フィルム上は 32.8 本/cm であった) を用いた頭部単純 X 線写真を画素数 512×512, サンプルングピッチ 170 μm で入力した画像である。入力後の画像におけるグリッドの周波数は 2.6 cycles/mm であった。A~D は、それぞれ f1~f4 によりグリッド像を除去した画像である。カットオフ周波数は 1.1 cycles/mm に設定した。いずれのフィルタを用いても、Fig. 8 と同様にグリッド像を除去することができた。

Fig. 10 は密度 28 本/cm と 34 本/cm のグリッドを用いた頭部単純 X 線写真について、各フィルタを用いて得た

Fig. 8 The radiographs with a grid (28 lines/cm) which were eliminated grid pattern. O: Unprocessed but digitized image by 85 μm sampling pitch. A~D: Images reconstructed from the spectra in Fig. 7.

Fig. 9 The radiographs with a grid (34 lines/cm) which were eliminated the grid pattern. O: Unprocessed image but digitized by sampling pitch 170 μm. A~D: The images processed by filters f1~f4, respectively.

Fig. 10 Visual evaluation of the images eliminated grid pattern. A and B are scores of processed images with grids (28 and 34 lines/cm). Broken line indicates standard level, the same grade as the original image.

画像の評点を平均値と標準偏差で示したものである。左から f1, f2, f3, f4 の評点を示したが、いずれの処理画像においても、処理画像はオリジナル画像と比較して同程度か、より高い評価を受けた。特にグリッド密度 28 本/cm の場合は、すべての処理画像において、オリジナル画像より高い評価を得た。また、各フィルタの評価では、f1 がやや高い評価を受けた。

5. 考察および結論

グリッド像を除去するためのフィルタを開発し、処理画像の評価を行った。その結果、グリッド像を除去した処理像において、視覚的には画質の低下はほとんど認められなかった。4 つのフィルタの比較評価では、高周波成分を多く取り除いた f1 の方が、高周波数成分を極力残した f4 より高い評価を受けた。スペクトル的には f4 の方が優れていると考えられるが、高周波成分をほとんど

除去した f1 の方が評価が高いというのは、一つは視覚の特性によるものではないかと考えられる。この問題については今後検討して行きたいと考えている。

本手法の適用範囲、特にグリッド密度による適用範囲は、X線写真のデジタル化の条件によって入力後のグリッド密度が変化するので一概に述べることはできない。我々が行った高密度のグリッド (60 本/cm 以上) のグリッドでは、入力像のグリッドは、そのパワーが小さいためエイリアシングエラーが生じて、観察上ほとんど障害は認められなかった。

本手法の適用範囲は入力後の周波数に依存するものであるが、理論的には入力後のグリッド像の周波数成分が被写体情報の周波数成分とオーバーラップしないかぎり、画質を損ねることなくグリッド像を除去することができる。したがって、画像を入力する際は、エイリアシングエラーによりグリッドの周波数成分が被写体情報の周波数成分とオーバーラップしないように注意する必要がある。

謝 辞

稿を終えるにあたり、視覚評価にご協力を頂きました広島大学歯学部歯科放射線学教室のスタッフの皆様に深く感謝の意を表します。

なお、本研究費の一部は昭和 63 年度文部省科学研究費 (奨励研究 A, 課題番号 63771715) によった。また、本研究の主旨は日本放射線技術学会中国四国部会 (高松市, 1988, 9) で報告した。

参考文献

- 1) Rosenfeld A. and Kak A.C. 著 長尾 真 監訳：デジタル画像処理；近代科学社，東京 (1978)。
- 2) Brigham E.O. 著 宮川 洋，今井秀樹 訳：高速フーリエ変換 第 6 章；科学技術出版社，東京 (1978)。
- 3) Harrison R.M.: Digital Radiology-Physical and Clinical Aspects; The Hospital Physicists' Association and the British Institute of Radiology, London (1984)。
- 4) 小川正晃，小寺吉衛，藤田 實 他：医用画像処理システムの開発と口腔領域への応用；日歯放，28(3)，292-301 (1988)。
- 5) 小川正晃，小寺吉衛，藤田 實 他：ワークステーションを用いた医用 X 線写真画像処理システムの開発；映像情報 (INDUSTRIAL)，20(23)，57-63，産業開発機構 KK，東京 (1988)。