ボイド分布変動測定*

Measurement of Fluctuation of Void Distribution

堀 慶一**

HORI Keiichi

Abstract An ultra-fast X-ray computed tomography (CT) scanner has been developed for measurement of gas-liquid two-phase flow. This scanner overcomes problems that occur in a transient or unsettled state, which make the conventional CT scanner inappropriate. To reduce the scanning time, this X-ray CT system uses electronic switching of electron beams for X-ray generation instead of the mechanical motion adopted by conventional CT scanners. A prototype system with a scanning time of 3.6 milliseconds was initially developed and confirmed to measure the dynamic events of two-phase flow. However, an increased scanning speed is generally required for practical use in the thermal-hydraulics research field. Therefore, an advanced type which can operate under the scanning time of 0.5 milliseconds and can measure two-phase flow with a velocity up to 4 ~ 5 m/s was developed.

Keywords: CT Scanner, X-ray, Multi-phase Flow, Flow Visualization, Unsteady Flow, Void Distribution

1. はじめに

気液二相流が出現する機器の開発において熱伝達、圧力損失、振動等の評価が必要である。気泡流やスラグ流が出現する場合、これらは、気泡（ボイド）の分布等の流動挙動に依存している。したがって、ボイド分布については流動状況把握のための、適切な測定方法や可視化方法が必要で、時間平均／空間平均情報を与える方法で間に合う場合も、時間変動／空間分布情報が重要で、それを測定する方法が必要となる場合もあろう。ここでは、ボイド分布時間変動やボイドの大きさの超高速X線CTスキャナによる測定について記す。

二相流計測には、静電法や超音波法等が用いられてきた。静電法は、コンダクタンスあるいはキャパシタンスを測定するもので、点電極が局所ボ

イド率測定に用いられている[1, 2]。また、リング型電極によって、断面平均ボイド率が測定されている[3]。ボイド率分布測定のために、多電極を用いたコンピュータトモグラフィ(CT)法が考案され、キャパシタンス測定のもの[4, 5]とコンダクタンス測定のもの[6]が報告されている。ともに、時間分解能と空間分解能は、数秒あるいは数cm程度である。さらに、界面速度測定[7]や局所界面積測定[2, 8]のために、2点電極法が用いられている。超音波法は、超音波の反射あるいは透過を測定するもので、ボイド率等が測定されている[9]。超音波法の欠点は、散乱によって測定精度が低下することである。

可視光によって直接可視化できない流れを可視化する手法として、X線、ガンマ線や中性子線

* 2000.3.2 受付

** 三菱重工業(株)高砂研究所 〒676-8686 兵庫県高砂市荒井町新浜二丁目1番1号
TEL(0794)45-6767 FAX(0794)45-6089 E-Mail: hori@wl.trdc.mhi.co.jp

を利用したラジオグラフィや CT スキャナの適用がある。実時間中性子ラジオグラフィが二相流計測に適用され、透過像と平均ボイド率を与えられている[10]。しかし、局所のボイド率とその分布を直接この方法で得ることは難しい。また、従来型の CT スキャナが、高温・高圧水蒸気-水気液二相流の測定断面における時間平均ボイド率分布測定に用いられている[11, 12]。スキャン時間の制約から、これらの適用は、時間平均の測定断面内分布測定に限定され、過渡事象や気液二相流が本質的にもつ非整定事象における、ボイドの大きさやボイド分布の時々刻々の変化に関する情報は、得られていない。

過渡事象や気液二相流が本質的にもつ非整定事象でのボイドの分布やその大きさに関する情報を得るために CT スキャナを適用しようとする、スキャン時間を短縮して動的な測定に対応することとなる。CT スキャナは、1971年に頭部診断医療用として、X線を用いたEMI スキャナのプロトタイプの臨床テストが開始された後[13, 14]、急速な技術進歩と相まって医療用に広範に普及し、ほぼ確立された技術となっている。現在では、医療分野ばかりでなく、その非接触および非破壊で内部が観察できるという利点から、工業分野においても利用されている。非破壊検査の分野では、医療用よりも透過力の強いX線、 γ 線あるいは中性子線を利用したCT法が採用されている。

CT法を気液二相流の計測に適用すると、従来の点電極法等の局所計測法と異なり、測定断面全体の情報すなわち気液二相流の相分布状況が非接触で、一度の計測から得られる。このため、CT法の気液二相流への適用が開始された[15, 16]。

気液二相流のボイド率分布の測定にCT法を応用する際の一つの考え方として、前記のようにスキャン時間が数秒以上の低速走査型の装置を使用して、現象を時間平均化するために十分な測定時間をかけて時間平均の測定を行う方法がある。しかしながら、これらの手法は、過渡事象や気液二相流が本質的に持っている非整定事象を対象とした動的な測定には適用することができない。これに対して、走査速度を上げてスキャン時間を短縮して動的な測定に対応する方法が考えられるが、これには、少なくとも、スキャン時間をミリ秒オーダー以下とするような高速スキャンが必要となる。また、間欠的なスキャンでは、スキャンとスキャ

ン間の非測定時間帯の事象が欠落するため、現象の連続的な把握のためには、高速スキャンのみならず連続スキャンによる計測も必要である。

CT スキャナの技術進歩の一面においては、技術改良が走査運動方式の変更を中心に行われ、Fig.1に示すような高速化が図られてきた[17]。しかしながら、現在、医療用の実用機に一般的に多く採用されている Rotate-Rotate 方式では、機械的な駆動部分が存在するために、スキャン時間は短い場合でも1秒前後となっている。この方式では、X線管と検出器が一体となって、被測定体の周囲を回転する。機械的な駆動部の存在は、高速化に対する障害となっているために、機械的な駆動部を無くして、電氣的にX線の操作を行う方法が考えられている。これは、通常使用されるX線は電子ビームがターゲットに衝突した際の制動放射によるものであるために、電子ビームを電氣的に制御することによって高速化を図るものである。

電子ビームを電氣的に制御する方式のCT装置として、医療分野においては、主に心臓の動態撮影を目的とした多数のX線管を順次パルス的に切り換えてX線を走査する多管球方式の Dynamic

Fig.1 History of scanning time

Spatial Re-Constructor (DSR) [18] や、電子ビーム加速偏向方式の Electron Beam X-ray CT [19, 20] が提案されている。このうち、後者については実用化され医療分野での心臓診断用等に用いられ、スキャン時間が最短の場合 50ms となっている。これは、電子ビームを偏向させて対象物を囲んだターゲットリングへの衝突位置を順次変化させることによって、X線の発生点を走査させるものである。

ボイド率分布の時間変動等の動的な計測を可能とするためには、より高速なスキャンが必要で、電子ビーム制御方式の採用によって、それを可能とした。プロトタイプ [21] として、スライス時間が 3.6ms で毎秒 250 スライスの撮像が可能なシステムを開発し、二相流の測定への基本的な適用性を示すとともに、これの適用可能流速が 0.5~0.7m/s 程度であることを示した。しかしながら、さらに流速の速い流れを対象とすることが実用上想定されるため、4~5m/s の流速を念頭にスライス時間が 0.5ms で連続スキャンが可能な改良型の開発を行った。高速化にあたっては、最短のX線発生周期を約 200 μ s から約 16 μ s と大幅に短縮しなければならないために、X線発生システムと検出システムの時間応答性の改良が特に重要であった。検出器として時間応答性が良く安定で常温で使用可能な半導体検出器であるテルル化カドミウムを採用し、スライス時間が 0.5ms で連続スキャンが可能な改良型システムの開発を終え、二相流計測システムとしての適用性を確認した。

2. X線CT法による計測の概要

入射強度 I_0 のX線の透過強度 I は、線吸収係数 μ と透過距離 L を用いて、

$$I/I_0 = \exp(-\int \mu dL) \quad (1)$$

で表される。CTでは、対象物の周囲の各方向から照射したX線の透過強度を計測して、それを基に画像再構成を行い対象断面内の線吸収係数 μ の分布が得られる。線吸収係数は、物質固有の質量吸収係数に密度を掛けたものであるから、線吸収係数の分布から密度分布やボイド率分布が得られる。

常温・常圧の空気-水系気液二相流を計測対象とした場合、空気の線吸収係数が $1.82 \times 10^{-4} \text{cm}^{-1}$ で、水のそれが 0.171cm^{-1} で、両者に3オーダーの

Fig.2 Projection method

差があり、両者の分布状態が把握できる。水蒸気と水の場合は、密度差に基づいた線吸収係数の分布すなわち両相の分布状態が得られる。CTの原理、方式あるいは再構成手法については、多くの成書 [17, 22, 23] で解説されているため、それらにゆずる。ここでは、本研究で採用しているファンビーム方式のシステムに関する概要について記す。

CTの原理の根本においては、対象断面内の線吸収係数の分布を再構成するために、対象領域内のあらゆる点においてあらゆる方向からの透過情報が必要であるが、現実には不可能で、これに準じた有限数の透過データを実用上取り扱わざるをえない。平行ビーム方式では、Fig.2に示すように、少なくとも、180°の回転角方向から対象領域の幅でX線を照射すれば、再構成に必要な透過データが得られる。一方、ここで採用しているファンビーム方式で、これを得るためには、180°方向の間のX線照射では不十分で、さらに対象領域を見込むファン角度だけ照射範囲を最小限広げなければ、平行ビーム方式の場合と同等の透過データが得られない。改良型システムにおいては、X線源の配置角度を360度としてこれを満足している。

3. 改良型超高速X線CTシステム

本システムでは、扇状X線を発生するX線管と検出器を、それぞれ多数固定配置し、X線を照射する管を順次電氣的に切り替える方式を採用している。X線を発生する管は、Fig.3に示す電子ビーム制御方式によって制御されている。X線管の陰極から発生する電子ビームは、通常、グリッドに印加された負のバイアス電圧によって陽極への射出が抑制され、このバイアス電圧が除去された時のみに、電子ビームが陽極に射出・衝突しX線が発生する。X線発生管のグリッドバイアス電圧の

Fig.3 Electrical switching of electron beam

解除を順次行うことによって、X線発生部のスキャンが行われる。

システムの構成を Fig.4 に示す。本システムは、X線発生システム、検出システム、データ収録装置およびデータ処理装置から構成され、60個のX線発生源と584個の検出器が $\phi 300\text{mm}$ の測定領域を囲む異径同心円上に固定配置されている。X線発生システムは、X線発生管、電源、制御用パルサ等からなり、陽極電源の最高印加電圧すなわち電子ビームの最高加速電圧は150kVである。検出システムは、検出器、プリアンプ、メインアンプから構成されている。データ収録はX線発生システムの制御用パルスと同期して行われる。

スキャン時間を短縮するために、向かい合う2線源から同時にX線を照射する方式を採用し、画像再構成に必要なスライスデータが30回のX線

照射で得られる。これに、検出器の安定性確認のために、X線無照射時のデータを取得する期間を加え合計31回の照射周期で1スライスが構成される。したがって、0.5msで1スライスを完結するために、各照射周期の長さは約 $16\mu\text{s}$ で、X線の照射時間は $10\mu\text{s}$ に設定されている。この間に検出を行うために、検出器として適切な応答性と安定性を有した室温動作の半導体検出器であるテルル化カドミウム(CdTe)を用いるとともに、プリアンプとして電荷有感型増幅器を採用している。幅と高さが1.8mmで奥行きが2mmのCdTeがモリブデン板によって囲まれ、2mmピッチで並べられ、検出器リングが構成されている。

データ収録装置によって得られたスライスデータはデータ処理装置に転送され、画像再構成が行われる。得られた扇状投影データを平行投影データに変換・補間した後に、 256×256 ピクセルの2次元画像再構成をコンボリューション・バックプロジェクション法[23]によって行っている。再構成領域を $\phi 100\text{mm}$ とすると、再構成像の画素寸法は約0.4mmとなる。これによって、X線の吸収係数の分布については密度分布が得られる。また、相の境界を決定しようとする場合には、吸収係数分布において二値化処理が必要で、今回は、その勾配の絶対値を求め最大勾配をしきい条件として二値化を行った。さらに、2次元再構成結果と移動速度情報から、2次元再構成像を積み重ねて、3次元再構成を行う場合には、マーチングキューブ法[24]を用いて境界面を構成した。

開発したシステムが、計画通り0.5ms/スライスで毎秒2000スライスの高速・連続スキャンで動作可能な事を確認するとともに、アクリル樹脂製移動ファントムの測定を行い、画像再構成処理を行った結果を示す。シンクロスコープを用いた、グリッド制御パルスと294チャンネルの検出系のプリアンプからの出力の記録が Fig.5 に示されている。このケースは、スライス時間が最短の0.5msの場合で、X線の照射周期は $16\mu\text{s}$ で照射時間は $10\mu\text{s}$ である。X線を発生するX線管は、前記の方式により1番から30番まで、 $16\mu\text{s}$ 周期で順次切り替えられている。294チャンネルのCdTe検出器は30番のX線発生管の真向かいに設置されているために、30番目のX線照射に対して最も大きな出力を与えている。

グリッド制御パルスの立ち上がりでX線管の

Fig.4 System configuration of advanced type

グリッドバイアス電圧が解除され、X線の照射が開始される。その後、グリッド制御パルスの立ち下がりによってグリッドバイアス電圧が再印加され、X線の照射は停止される。X線の照射開始に伴って、プリアンプの出力は検出器C d T e から与えられる電荷の積分量に比例して増加する。照射開始前と照射終了後におけるプリアンプの出力の差分が、C d T e が受けるX線量に対応している。電荷有感型増幅器であるプリアンプは、各照射周期においてデータ取得後リセットされている。Fig.5 におけるグリッド制御パルスとプリアンプ出力の関係をみると、このCTシステムにおいて、制御パルスに対するX線の発生およびX線の発生に対する検出の遅れは無視できることが明らかである。

第1照射周期から第30照射周期における各 $10\mu\text{s}$ のX線照射期間以外と第31周期では、X線は照射されていないが、プリアンプ出力の僅かな増加が認められる。X線照射期間以外においてはX線が照射されていないことと、検出系の零点の安定性は確認されているため、この変化は半導体検出器C d T e のアフターグロ[25]の効果によるものと考えられる。このアフターグロ現象を確認した結果、200ms以上継続する事が認められ、スライス時間が0.5msの場合、アフターグロによるのバイルアップ現象が出現することになる。

Fig.6 に一例として、X線の無照射周期である第31周期における150および292チャンネルの検出系のメインアンプ出力すなわちアフターグ

ロによる出力増分の時間変化を示す。各C d T e 検出器は各々のアフターグロ効果とそのバイルアップ効果を示している。バイルアップ効果により、CTシステムの作動開始直後は出力が増加している。アフターグロの影響はX線照射により与えられる出力と比較すると小さいが、アフターグロの影響を可能な限り削除するために、データ処理前にX線照射時の各検出チャンネルの出力からアフターグロによる出力増分を差し引く補正を行うこととした。アフターグロによる出力増分は、各スライス毎に第31周期に測定される。また、CTシステム作動開始直後のアフターグロによる出力増分の変化の大きい時間帯のデータは処理時に使用しないこととしている。

最大直径部が35mm、最小外径部が4mmの全高100mmの多重円柱であるアクリル樹脂製の移動ファントムの測定例を次に示す。このファントムを撮影領域の中央で鉛直方向に1.5m/sの速度で移動させ、スライス時間を0.5msあるいは4msとした場合の3次元再構成結果が、ファントムの写真とともにFig.7に示されている。スライス時間が4msの結果は、プロトタイプの結果とほぼ同等である。ファントムの高さが100mmであるから、ファントムが測定領域を通過時間は、1/15秒となる。したがって、スライス時間が0.5msの場合は約133スライス分の2次元再構成像から、4msの場合は約17スライス分の2次元再構成像から、

Fig.5 Control pulse and preamplifier output

Fig.6 Main amplifier output of #31 period without X-ray exposure

Fig.7 Reconstructed images of moving phantom

それぞれの3次元再構成像が構成されている。この測定例の表示においても高速スキャン化の効果が示されている。

プロトタイプにおいて、スライス時間3.6msで同一移動ファントムを対象に撮像を行った場合の再構成像[26]と改良型による再構成像を比較すると、プロトタイプにおけるファントムの移動速度が0.2m/sの場合が改良型における移動速度1.5m/sの場合と同等な再構成像となっている。この移動ファントムの再構成像の比較からも、スライス時間短縮の効果が確認できる。また、プロトタイプの適用限界の移動速度（流速）が0.5m/s程度であったことから[26]、改良型の適用限界は4m/s程度となる。

再構成像から気液境界を決定するには、二値化処理が必要で、計測精度は、二値化処理の手法に依存している[26]。内部に直径が2,3,4,5,7mmの穴が直径の2倍の間隔で配置された静止アクリル円筒ファントムを対象に、プロトタイプシステムで測定を行い、X線吸収係数分布での最大勾配をしきい条件として、二値化処理を行って得た穴面積をFig.8に示す。各測定値は、500スライス分のデータの平均値、最大値および最小値である。穴面積については、上記のしきい条件では、穴径が大きいほど測定値が真値より小さくなる傾向が認められるが、相対誤差は10%程度におさまっている。

4. ボイド分布変動測定への適用例

Fig.9に試験装置の概要を示す。供試体はPWR燃料集合体の部分模擬モデルで、外径が9.5mm

Fig.8 Measurement of void area

の9本のアルミニウム管が12.6mmピッチで支持格子により3×3正方配置され、一辺の長さが、39.7mmのアクリル樹脂製の矩形チャンネル内に装荷されたものである。

循環ポンプから所定流量に調整された水が供試体下部に供給されるとともに、所定流量の空気が模擬燃料棒下部に取り付けられた多孔管内から

Fig.9 Test equipment

Fig.10 Reconstructed image representing instantaneous void distribution

管外へ吹き込まれる。下部混合部で形成された気液二相流は供試体内を鉛直上向きに流れ、上部から循環タンクへ流出する。タンク内で空気と水は分離され、水は再循環する。図示のように、供試体には3箇所支持格子が取り付けられている。支持格子に混合羽根が有るものと無いものの二種類の供試体を使用し、混合羽根の存在がボイド分布に及ぼす影響に関する基礎データを取得した。

CT スキャナによる測定は、第2グリッドの上流側1断面と下流側2断面において行われ、各測定断面でのボイドの大きさとその分布の時々刻々の変化が把握された。ここで得られた測定結果のうち、見かけの空気速度が0.5m/sで見かけの水速度が0.5m/sでのスラグ流/フロス流を対象に、

0.5ms/スライスでCT計測を4秒間行うことによって得られた結果を次に示す。Fig.10は混合羽根がない場合の第2グリッド上流側測定断面での瞬時のボイド分布を示したものである。明るい領域が気相を暗い領域が液相を表している。この条件下では、気体スラグが幾つかのサブチャンネルにわたって存在していることがわかる。連続して得られる Fig.10 に例示したような瞬時のボイド分布を表す再構成像から、各サブチャンネルにおける気相の占める面積 (Void Area) を求めることができる。これをもとに、中央の4つのチャンネルにおけるボイドの大きさの度数分布を示したものが、Fig.11である。第2グリッド上流側測定断面がSection1で、Section2, および3は下流側測定断面で、流れ方向に付番されている。左図が混合羽根の無いグリッド通過前後の結果で、右図が混合羽根のあるグリッド通過前後の結果である。この結果から、支持格子通過後、混合羽根が有る方が、大気泡が小型化される傾向が強いことが示されている。

このように、瞬時に測定断面全体のボイドに関する情報を得ることが可能な超高速X線 CT スキャナの適用によって、ボイドの時間変化、空間分布、大きさの変化、分布等多くの気液二相流の流動状況に関する情報を得ることが可能である。

Fig.11 Histogram of void area averaged in four center channels

5. おわりに

スライス時間が0.5msで連続スライスが可能な電子ビーム制御方式の改良型超高速X線CTスキヤシステムを開発した。この改良型は、数m/sの流速をもつ気液二相流にも適用でき、下記事項が把握できる。

- ・ ボイド率分布およびその時間変動
- ・ ボイドの大きさの分布およびその時間変動
- ・ 気液界面長分布およびその時間変動

既存の医療用CTと比較して、時間分解能については、スライス時間が秒オーダーからミリ秒オーダーへと、1000倍程度の性能向上を達成した。一方、空間分解能の向上には、線源・検出器固定配置であるために、それぞれの数の増加で対応することとなる[27]。

また、処理の煩雑さを避けるため、ボイドの大きさに係わらず、同一二値化手法で対応しているが、測定対象や必要精度によっては、幾つかの二値化処理手法を組み合わせ、最適化を図ることも必要となろう[26, 28]。

参考文献

- [1] K. Sekoguchi, et. al., Bulletin of the JSME, Vol.18, 391(1975).
- [2] I. Kataoka, et. al., ANL 84-68(1984).
- [3] P. Andreussi, et. al., Int. J. Multiphase Flow, Vol.18, 775(1988).
- [4] S. M. Huang, et. al., Journal of Physics E, Scientific Instruments, Vol.22, 173(1989).
- [5] C. G. Xie, et. al., IEEE Proceedings Part A, 184(1989).
- [6] J. T. Lin, et. al., ANS Proceedings 1991 National Heat Transfer Conference, 190(1991).
- [7] K. Sekoguchi, et. al., Measuring Techniques in Gas-Liquid-Solid Two-Phase Flows, Springer-Verlag, Berlin, 455(1983).
- [8] M. Ishii, et. al., ANS Proceedings 1991 National Heat Transfer Conference, 181(1991).
- [9] J. S. Chang, et. al., Nuclear Engineering and Design, Vol.122, 143(1990).
- [10] K. Mishima, et. al., Annual Report of Research Reactor Institute, Kyoto University, Vol.22, 133(1989).
- [11] A. Inoue, et. al., 2nd ASME/JSME Nuclear Engineering Conference, Vol.1, 39(1993).
- [12] K. Hori, et. al., 2nd ASME/JSME Nuclear Engineering Conference, Vol.1, 69(1993).
- [13] Hounsfield, G., British J. Radiology, 46-552 (1973), 1016.
- [14] Ambrose, J., British J. Radiology, 46-552 (1973) 1023.
- [15] 小泉・ほか4名, 流れの可視化学会誌, 8-29(1988), 42.
- [16] 刑部・後藤, 機論, 56-528, B(1990), 2351.
- [17] 岩井喜典・ほか2名, 医用画像診断装置, (1988), 56, コロナ社.
- [18] Ritman, E.L., et. al., Reconstr. Tomogr. in Diagn. Radiol. and Nucl. Med., (1977), 59, Univ. Park Press.
- [19] Iinuma, T., et. al., Journal of Computer Assisted Tomography, 1(1977), 494.
- [20] Peschmann, K.R., et. al., Applied Optics, 24(1985), 4052.
- [21] Hori, K., et. al., Proc. 4th International Topical Meeting on Nuclear Thermal Hydraulics, Operations and Safety, 2(1994), 43-D-1.
- [22] 尾上守夫, 医用画像処理, (1982), 21, 朝倉書店.
- [23] Rosenfeld, A. and Kak, A.C., Digital Picture Processing, (1982), 353, Academic Press.
- [24] Lorensen, W.E. and Cline, H.E., Computer Graphics, 21-4(1987), 163.
- [25] Wurm, P., et. al., Materials Science & Engineering, B28(1994), 47.
- [26] 堀ほか4名, 第13回混相流シンポジウム, (1994)135.
- [27] Hori, K., et. al., IEEE Transaction on Nuclear Science, 45 (1998), 2089.
- [28] Misawa, M., et. al., 6th International Conference on Nuclear Engineering, ICONE-8383 (1998).