

Review: Komputasi Tomografi dan Aplikasinya dalam Proses Industri

Dr. Warsito, M.Eng

Department of Chemical Engineering
The Ohio State University
140 W 19th Avenue, Koffolt Labs R125
Columbus, OH 43210, USA

Kebutuhan untuk melihat bagian dalam obyek secara *non-invasive* (tanpa merusak) maupun *non-intrusive* (tanpa memasukkan alat) merupakan kebutuhan yang sangat mendasar bukan hanya di dunia kedokteran tetapi juga di dalam proses industri, geologi, sistem sekuriti, dll. Di dunia kedokteran teknologi 'melihat tembus' ini digunakan untuk keperluan diagnosa dini atau mengambil keputusan sebelum operasi. Di dalam proses industri sering kali sistem yang dipakai tidak tembus cahaya, dan pengukuran langsung ke dalam reaktor tidak mungkin, seperti yang terjadi pada reaktor bertekanan dan bersuhu tinggi pada kebanyakan industri kimia, reaktor yang mengandung radiasi nuklir atau menangani zat beracun.

Untuk keperluan ini para ilmuwan dan engineer telah mengembangkan teknologi tomografi. Kata tomografi berasal dari kata Yunani 'tomos' (penampang yang dibelah), yaitu teknologi yang digunakan untuk melihat penampang dalam (melakukan 'pembelahan') sebuah obyek tanpa harus membelah obyek yang bersangkutan. Berbagai mode teknologi tomografi yang telah dikembangkan di dunia kedokteran antara lain CT scan (radiasi nuklir), MRI (medan magnet ultratinggi), PET (radiasi partikel nuklir), ultrasonography (ultrasonik), dll. Di dunia proses industri obyek yang dilihat senantiasa dalam keadaan bergerak dari kecepatan gerak yang lambat di bawah 1 cm per detik hingga kondisi turbulensi yang mencapai kecepatan ribuan meter per detik. Dengan demikian kemampuan *scanning* juga harus bisa mengatasi dinamika obyek yang ada. Untuk keperluan proses industri teknologi tomografi yang mempunyai kecepatan scanning yang sangat tinggi hingga order mili atau mikro detik dan harga yang murah seperti mode tomografi besaran listrik sangat menjanjikan. Mode-mode lain seperti yang dipakai di bidang kedokteran menemui aplikasinya juga di bidang industri, hanya saja ada umumnya mempunyai keterbatasan kecepatan scanning dan

harganya biasanya relatif mahal. Dalam tulisan ini akan dibahas secara garis besar prinsip dasar teknologi tomografi dan secara khusus akan diperkenalkan teknologi tomografi volumetrik (volume-tomography) yang merupakan prototype tomografi terkini yang mampu melakukan rekonstruksi obyek secara real time dan 3 dimensi dengan kecepatan hingga ms per volume yang pertama kali kami kembangkan di Ohio State University.

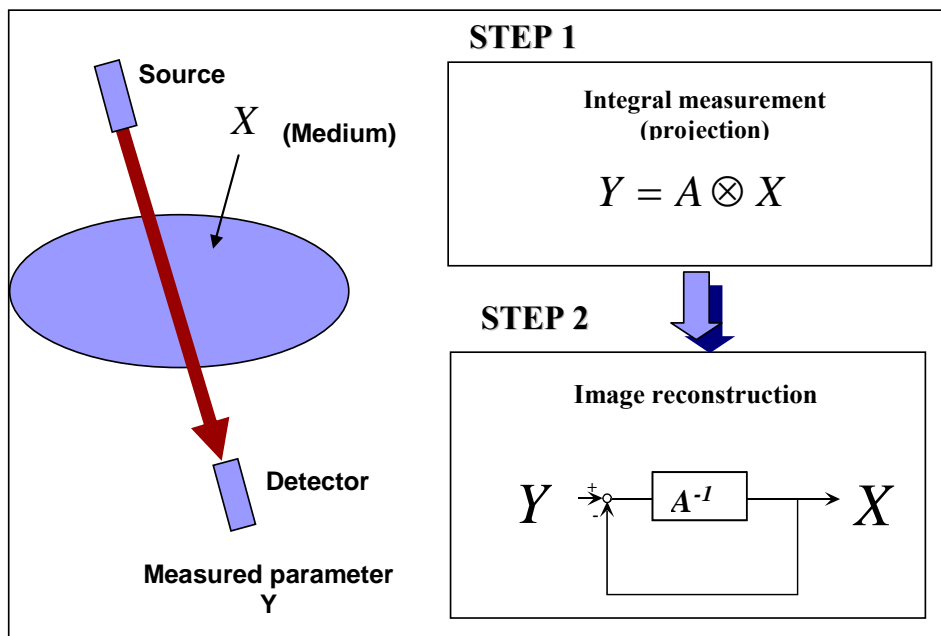
1. Apakah tomografi itu?

'Melihat tembus' keadaan dalam tubuh manusia tanpa harus melakukan operasi pertama kali berhasil setelah ditemukan Sinar-X oleh Rontgen pada tahun 1895. Dengan karakternya yang mampu menembus jaringan tubuh manusia Sinar-X membuat tubuh manusia yang tidak tembus cahaya menjadi 'transparan'. Film hasil Rontgen yang merupakan citra bayangan (proyeksi) dari obyek yang dikenai Sinar-X pada prinsipnya sama dengan sebuah bayangan obyek yang terbuat dari kaca pada pencahayaan dengan sinar matahari. Sifat ini dimanfaatkan di dunia kedokteran khususnya untuk melakukan visualisasi struktur tulang dan jaringan lainnya terhadap tubuh pasien untuk keperluan diagnosa.

Diagnosa berdasarkan citra proyeksi langsung dengan Sinar-X dipakai di dunia kedokteran dan juga aplikasi lain untuk melakukan inspeksi tak merusak (*non-destructive testing*) selama hampir 100 tahun hingga ditemukannya teknologi pencitraan yang tidak hanya menghasilkan gambar bayangan, tetapi mampu melakukan rekonstruksi citra dalam obyek, seolah-olah seperti foto tembus ke dalam obyek. Teknologi ini disebut tomografi komputasi (*X-ray Computed Tomography* (CT Scan)) yang ditemukan pertama oleh G.N. Hounsfield (Inggris) pada tahun 1972. Alat yang dibuat oleh Hounsfield sebagian didasarkan pada

logaritma matematika untuk melakukan rekonstruksi citra penampang dalam sebuah obyek yang disinari dari berbagai arah, yang dikembangkan oleh A.M. Cormack satu dekade sebelumnya. Berkat usaha mereka Hounsfield dan Cormack dihargai hadiah Nobel untuk bidang kedokteran pada tahun 1979. Secara sederhana, pencitraan CT didasarkan pada formulasi matematis yang menyatakan bahwa apabila sebuah obyek 'dilihat' dari berbagai arah, gambar (citra) penampang dalam obyek tersebut bisa dihitung (atau "direkonstruksi"). Dengan demikian metode CT bisa dipisahkan menjadi dua proses: (1) pengambilan data proyeksi melalui penyinaran dan pendeteksian Sinar-X dari berbagai penjuru, (2) proses rekonstruksi untuk memperoleh citra penampang obyek

Hampir bersamaan dengan ditemukannya CT Scan, berbagai teknologi pencitraan menggunakan mode lain juga dikembangkan untuk aplikasinya di dunia kedokteran seperti misalnya *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), radiasi partikel nuklir (*positron emission tomography* (PET), dan juga pencitraan dengan gelombang akustik dan ultrasonik. Tabel 1 memuat daftar berbagai mode pencitraan tomografi yang dipakai di dunia kedokteran beserta perbandingan resolusinya. Berbeda dengan CT Scan, pencitraan dengan MRI dilakukan dengan penerapan medan magnet yang sangat kuat (hingga 1.5 tesla, sekitar 30.000 kali kekuatan medan magnet bumi) terhadap tubuh pasien. Dengan medan magnet dari luar tersebut berbagai inti atom yang



Gbr 1 Prinsip tomografi

dari data proyeksi (Lihat Gbr 1).

CT merupakan metode untuk 'melihat tembus' kondisi dalam sebuah obyek dengan melakukan pemetaan terhadap kerapatan jaringan berdasarkan intensitas penyerapannya terhadap energi Sinar-X. Citra yang dihasilkan oleh CT Sinar-X pada dasarnya adalah merupakan peta atenuasi (pelemahan) energi Sinar-X oleh jaringan. Struktur tulang mempunyai tingkat penyerapan energi yang lebih tinggi dibanding dengan struktur jaringan lain seperti daging atau otot, sehingga hasil CT sangat menonjolkan struktur tulang dibanding dengan struktur organ tubuh yang lain.

mempunyai sifat "*magnetic moment*" yang terdapat dalam tubuh pasien akan memancarkan signal frekwensi radio (rf). Signal rf ini kemudian dideteksi dengan detektor rf dan direkonstruksi untuk mendapatkan peta konsentrasi atom tersebut. Sifat *magnetic moment* berbeda antara atom yang satu dengan yang lain, sehingga struktur jaringan tubuh pasien yang normal akan memberikan respon yang berbeda dengan jaringan yang terkena kanker. Sehingga sifat ini bisa digunakan untuk melakukan studi dan diagnosa terhadap kondisi fisiologi pasien. Positron emission tomography (PET) juga dikembangkan dalam waktu yang hampir

Tabel 1 Mode teknologi tomografi dalam kedokteran dan resolusinya[1].

Mode	Resolusi (mm)	Catatan
CT Scan (Sinar-X)	0.4	Kira-kira ½ piksel
Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)	7	Resolusi memburuk di tengah penampang
Positron Emission Tomography (PET)	5	Mempunyai resolusi yang lebih baik dibanding dengan mode lain yang menggunakan radiasi nuklir
MRI	1.0	Resolusi bisa ditingkatkan dengan menggunakan medan magnet yang lebih tinggi
Ultrasonik (5MHz)	0.3	Terbatas oleh panjang gelombang suara

bersamaan pula dengan CT dan MRI. Prinsip PET adalah dengan melakukan pendeteksian terhadap photon yang dipancarkan pada peristiwa anihilasi antara positron dan elektron dari radionuklida yang diinjeksikan ke dalam tubuh pasien. Rekonstruksi terhadap data yang diperoleh dengan detektor sinar alpha akan menghasilkan peta 3 dimensi aktifitas anihilasi tersebut yang bisa dimanfa'tkan untuk membedakan aktifitas fisiologi antara jaringan yang normal dan yang mengalami perubahan menjadi kanker.

Terinspirasi oleh kesuksesan teknologi tomografi di bidang kedokteran, berbagai moda tomografi dikembangkan untuk aplikasinya dalam proses industri dengan menggabungkan teknologi sensor dan metoda rekonstruksi matematis. Metoda rekonstruksi yang dipakai pada umumnya hampir mirip untuk mode yang satu dengan yang lain, akan tetapi pemilihan mode sensor sangat tergantung pada media aplikasinya. Di antara teknologi tomografi yang dikembangkan untuk proses industri adalah Electrical Impedance Tomography (EIT) untuk aplikasi di bidang geologi, proses kimia, perminyakan, dll; Electrical Capacitance Tomography untuk aplikasi di pemipaan minyak, pemrosesan powder, pemrosesan

hidrokarbon dan industri-industri kimia lain. Tabel 2 menunjukkan beberapa mode tomografi yang dipakai dalam proses industri. Perbedaan teknik tomografi yang dipakai di proses industri dan kedokteran antara lain kalau di dunia kedokteran ketinggian resolusi menjadi sangat penting, maka pada proses kecepatan scanning menjadi sangat penting untuk bisa melakukan pencitraan obyek yang umumnya mempunyai dinamika sangat tinggi. Dalam hal ini metode tomografi listrik (resistans maupun kapasitans) karena kecepatan scanningnya sangat tinggi (kapasitans bisa mencapai 0.1ms, sedangkan resistans mampu mencapai kecepatan 1ms) mempunyai potensi yang sangat besar dan telah mengalami pertumbuhan yang cukup matur dalam aplikasinya di bidang industri. Mode tomografi lain berdasarkan radiasi nuklir umumnya masih terbatas pada skala laboratorium. Perkembangan terbaru dalam teknologi tomografi kapasitans yang kami kembangkan di Ohio State University (AS) juga menunjukkan kemampuan untuk melakukan scanning secara volumetrik untuk menghasilkan sebuah citra volumetrik (volume image) secara 4 dimensi. Lebih detail tentang teknik ini dan beberapa contoh aplikasinya akan dibahas dalam seksi berikut.

Tabel 2 Mode tomografi untuk aplikasi di proses industri[2].

Prinsip pencitraan	Resolusi (%)	Mode	Catatan
Radiasi elektromagnetik	1	Optik TeraHertz Sinar-X, Sinar Gamma Emisi positron MRI	Cepat. Terbatas untuk benda transparan Daya tembus yang cukup besar dibanding cahaya nampak Lambat. Mengandung radiasi Perlu label radiasi. Tidak on-line. Cepat, mahal.
Akustik	3	Ultrasonik	Terbatasi oleh kecepatan suara. Komplek.
Pengukuran besaran listrik	10	Kapasitans, konduktifitas, induksi	Cepat. Murah. Cocok untuk media kecil maupun besar.

2. Prinsip pencitraan tomografi

Metode tomografi teknik bisa dibagi menjadi dua step, yaitu proses pengambilan data proyeksi melalui sensor yang dipasang di sekeliling obyek dan proses rekonstruksi untuk mendapatkan citra dalam obyek dari data proyeksi tersebut (lihat Gbr 1). Pada prinsipnya sistem tomografi bisa dibagi menjadi tiga bagian seperti yang terlihat pada Gbr. 2: (1) sistem sensor yang mengelilingi obyek, (2) rangkaian listrik untuk melakukan akuisisi data proyeksi, dan (3) sistem komputer untuk melakukan kontrol, proses rekonstruksi dan penampilan hasil.

Proses pengambilan data proyeksi adalah merupakan sebuah problem maju (*forward problem*), yang pada dasarnya merupakan pengukuran dari sebuah parameter fisika dari gelombang yang dipancarkan dari sensor transmitter dan berinteraksi dengan media dan diukur oleh sensor detektor (Lihat Gbr. 1). Besaran fisika terukur merupakan hasil konvolusi antara kekuatan medan (*field strenght*) dan distribusi sifat fisika (*property distribution*). Pada tomografi sinar-X, besaran fisika yang terukur berupa intensitas photon yang diterima oleh detektor yang telah mengalami atenuasi

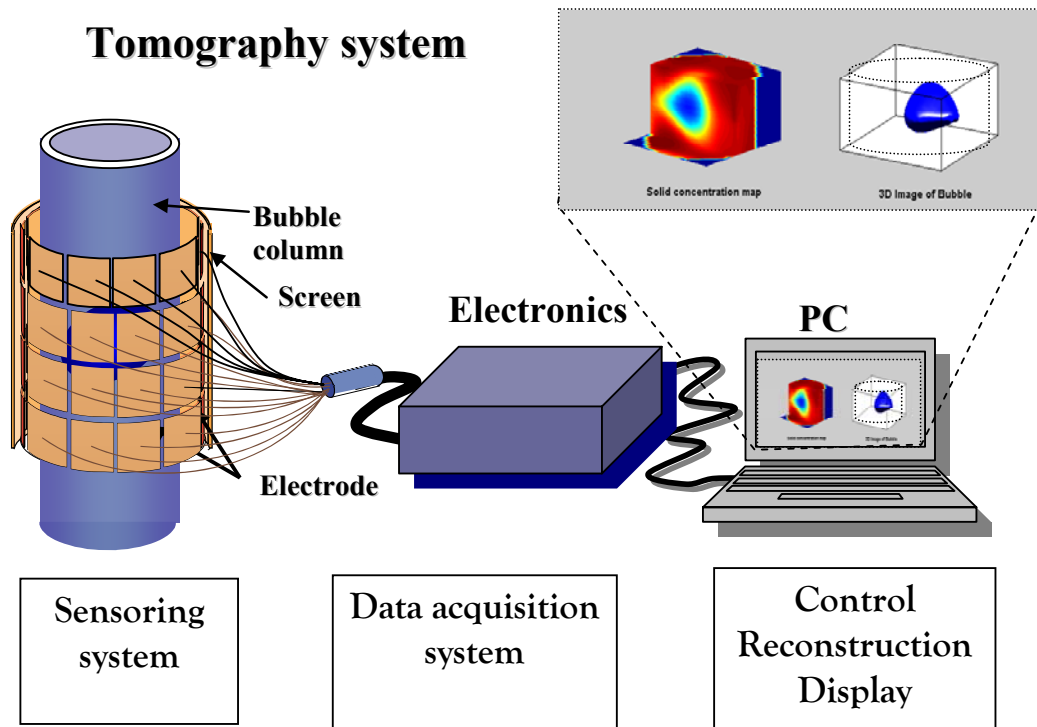
energi sepanjang jalur transmisi. Dengan demikian data proyeksi merupakan integral dari koefisien atenuasi sepanjang jalur transmisi yang diekspresikan dengan persamaan:

$$Y(s, \theta) = \int_{L(s, \theta)} X(x, y) dl \tag{1}$$

di man $L(s, \theta)$ adalah garis proyeksi sebagai fungsi dari jarak dari titik pusat, s dan sudut θ . Dalam formulasi matrix, persamaan ini bisa ditulis dengan:

$$Y = A \cdot X \tag{2}$$

di mana Y adalah besaran yang terukur berdimensi M (jumlah pengukuran), X adalah vektor citra dari medium mempunyai dimensi N (jumlah piksel dalam medium), dan A adalah matrik pemberat (*weighting matrix*) yang merupakan besaran yang tergantung pada jenis gelombang yang dipakai, disebut juga matrik proyeksi (*projection matrix*), berdimensi MXN . Secara fisika, besaran yang terukur oleh sensor dektektor merupakan hasil interaksi antara medium dan gelombang yang dipakai, misalnya atenuasi energi pada Sinar-X atau Gamma, atenuasi energi dan waktu tempuh (*time-of-flight*) untuk ultrasonik,



Gbr 2 Sistem tomografi

atau konduktifitas atau kapasitans untuk listrik. Secara matematis Y merupakan hasil konvolusi antara matrik proyeksi dan citra.

Dalam tomografi *non-linear* seperti tomografi berbasis kapasitansi listrik (Lihat Gbr. 3), distribusi sifat fisika berkoresponden dengan sifat permitifitas, $\varepsilon(x,y)$, sedangkan besaran fisika terukur adalah kapasitansi listrik yang mengacu pada persamaan Poisson sbb:

$$\nabla \cdot \varepsilon(x, y) \nabla \phi(x, y) = 0 \quad (3)$$

di mana $\phi(x,y)$ adalah distribusi permitifitas, $\phi(x,y)$ adalah distribusi kekuatan medan listrik. Persamaan diferensial ini berorder dua dan bertipe elips, dengan kondisi batas bertipe Dirichlet atau Neumann. Kapasitansi listrik $C(s,\theta)$ didapat dari integrasi persamaan (3) sbb:

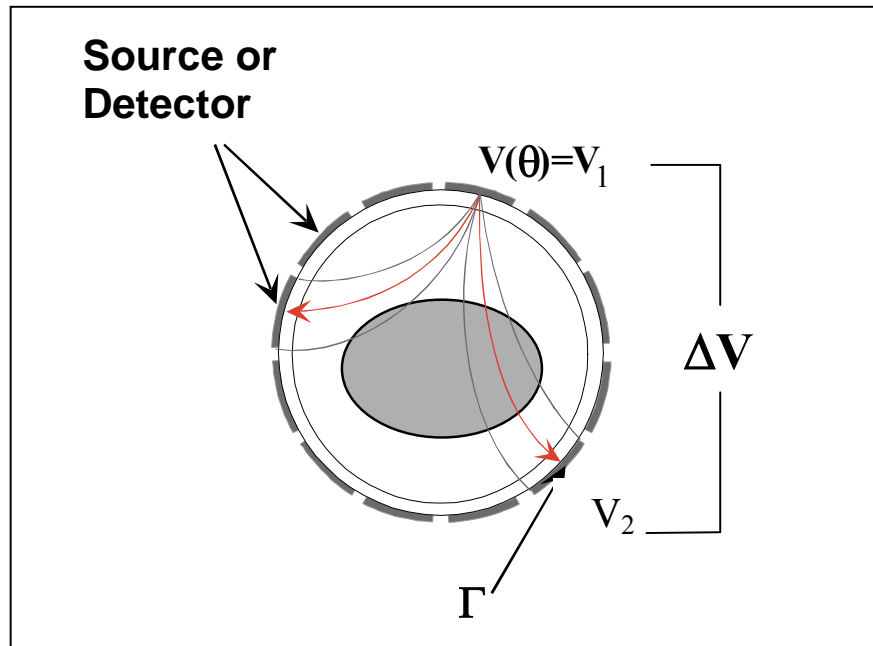
$$C(s, \theta) = -\frac{1}{\Delta V(s, \theta)} \oint_{\Gamma(s, \theta)} \varepsilon(x, y) \nabla \phi(x, y) dl \quad (4)$$

di mana $\Delta V(s, \theta)$ adalah beda tegangan antara elektroda sumber dan detektor. $\Gamma(s, \theta)$ adalah kurva yang menutupi elektroda detektor. Persamaan (4) adalah non-linear, karena medan listrik \mathbf{E} juga dipengaruhi oleh distribusi permitifitas. Fenomena ini disebut

efek 'soft field' (efek medan lunak), di mana transmisi gelombang interogator dipengaruhi oleh medium yang dilalui. Ini merupakan problem *inherent* pada tomografi berdasarkan pengukuran sifat kelistrikan. Sifat non-linear pada tomografi listrik ini menyulitkan proses rekonstruksi citra. Beberapa metode dengan linearisasi dan iterasi dengan finite elemen method (FEM) ditempuh untuk menyelesaikan problem rekonstruksi pada tomografi kapasitansi listrik. Dengan linearisasi dengan menggunakan model sensitifitas, persamaan (4) bisa ditulis dalam formulasi matrik menjadi seperti persamaan (2) dengan Y sebagai kapasitansi, X sebagai distribusi permitifitas dan matriks pemberat A diganti dengan matriks sensitifitas listrik. Sensitifitas listrik adalah besaran perubahan kapasitansi antara dua elektroda pada saat sebuah titik (piksel) di dalam domain sensor (ruangan antara dua elektroda) diisi dengan material yang mempunyai koefisien permitifitas tinggi. Setelah proses linearisasi dilakukan, selanjutnya perlakuan yang sama bisa diterapkan seperti pada tomografi linear.

3. Proses rekonstruksi citra tomografi

Proses rekonstruksi adalah sebuah proses matematis untuk melakukan estimasi



Gbr 3 Prinsip tomografi kapasitans

terhadap distribusi sifat fisika yang merupakan bentuk peta yang ingin diketahui dari data proyeksi. Dengan demikian proses rekonstruksi citra adalah sebuah upaya untuk mekonversi distribusi kekuatan medan yang berubah karena obyek di dalamnya menjadi bentuk obyek tersebut. Proses rekonstruksi citra merupakan problem balik (*inverse problem*) untuk melakukan estimasi terhadap distribusi sifat medan X dari parameter terukur Y dengan menggunakan algoritma matematika tertentu. Seberapa akurat pendekatan \hat{X} terhadap X sangat tergantung pada kelengkapan data proyeksi dan algoritma matematika yang digunakan untuk melakukan rekonstruksi.

Pada tomografi berdasarkan radiasi Sinar-X atau Gamma yang banyak digunakan di dunia kedokteran, algoritma proyeksi balik dengan filter (*filtered back projection technique*) sangat umum dipakai (Herman, 1980). Berdasarkan algoritma ini, fungsi fisik citra X bisa diprediksi dengan melakukan proyeksi balik (penjumlahan memutar seluruh hasil proyeksi) sbb:

$$\hat{X}(x, y) = \hat{X}(r, \phi) = \int_0^{\pi} Y^*(s(r, \phi), \theta) d\theta \quad (5)$$

$Y^*(s, \theta)$ merupakan hasil konvolusi antara data proyeksi $Y(s, \theta)$ dengan fungsi filter. Berbagai macam filter dikembangkan untuk meningkatkan kualitas hasil rekonstruksi citra,

seperti yang banyak dipakai adalah filter Ramachandran-Lakshminarayanan (Filter Ram-Lak), filter Shepp-Logan dan filter Hamming *window*. Permasalahan algoritma ini, untuk mencapai kualitas citra yang tinggi menuntut jumlah proyeksi yang besar. Persamaan (5) menunjukkan bahwa perbedaan sudut proyeksi antara proyeksi yang satu dengan yang lain harus mendekati nol. Hal ini tidak mungkin direalisasi pada aplikasi dalam proses industri karena obyek yang biasanya bergerak menuntut kecepatan scanning yang tinggi, konsekuensinya jumlah proyeksi harus direduksi sebesar mungkin sampai tingkat kualitas citra yang diperbolehkan untuk meningkatkan kecepatan scanning.

Dengan demikian, dalam proses industri biasanya data proyeksi yang ada jumlahnya jauh lebih kecil dibanding dengan jumlah piksel ($M \ll N$). Kondisi ini disebut *ill-conditioned*. Untuk meningkatkan kualitas citra pada kondisi data proyeksi yang terbatas dengan algoritma proyeksi balik dengan filter biasanya proses iterasi dilakukan sbb:

$$X^{(k+1)} = X^{(k)} + \alpha \wp(\Delta Y_{s, \theta}^{(k)}) \quad (6)$$

di mana $X^{(k)}$ adalah hasil perhitungan citra pada iterasi ke- k , α adalah factor penalti, dan $\wp(\Delta Y_{s, \theta}^{(k)})$ menunjukkan hasil operasi proyeksi balik dengan filter pada iterasi ke- k yang dihitung sbb:

$$\Delta Y^{(k)}(s, \theta) = Y(s, \theta) - \sum_{i=1}^n A_{(s, \theta)}^i X_i^{(k)}, \quad (7)$$

$A_{(s, \theta)}^i$ adalah elemen dari matrik pemberat \mathbf{A} .

Metode iterasi berdasarkan algoritma proyeksi balik dengan filter sampai batas tertentu bisa meningkatkan kualitas citra hasil rekonstruksi, tetapi tetap tidak mampu mencapai kualitas citra yang tinggi pada kondisi data proyeksi yang terbatas. Untuk ini maka metode optimisasi dengan regularisasi seperti metode regulasi Tikhonov banyak dikembangkan. Metode optimisasi pada dasarnya adalah sebuah proses untuk melakukan estimasi terhadap citra X dimana hasil proyeksi yang dikalkulasi dari estimasi citra ini mendekati hasil proyeksi dari pengukuran. Secara matematis hal ini bisa dirumuskan sbb:

$$AX \leq Y \quad (8)$$

Dengan demikian, proses optimisasi adalah proses minimisasi harga $1/2 \|AX - Y\|^2$ yang menghasilkan persamaan:

$$A^T AX = A^T Y \quad (9)$$

Apabila perkalian matrik $A^T A$ mempunyai invers, maka proses rekonstruksi secara sederhana bisa dirumuskan sbb:

$$\hat{X} = (A^T A)^{-1} A^T Y \quad (10)$$

Akan tetapi persamaan (10) dalam prakteknya tidak mempunyai solusi karena hampir pada semua kasus matrik A tidak mempunyai invers akibat keterbatasan jumlah data proyeksi dibanding dengan jumlah variabel yang tidak diketahui di dalam vektor citra X . Prosedur regularisasi Tikhonov untuk menyelesaikan persamaan (9) adalah dengan memasukan regulator sbb:

$$\hat{X} = (A^T A + \mu I)^{-1} A^T Y \quad (11)$$

di sini I adalah matrik identitas, μ adalah parameter regularisasi yang mempunyai harga positif antara 0 dan 1. Persamaan (11) merupakan bentuk modifikasi dari persamaan (10), di mana dengan pemasukan μI matrik $A^T A$ menjadi mempunyai invers. Metode Tikhonov memberikan hasil yang lebih baik dari algoritma proyeksi balik dengan filter untuk kondisi ill-conditioned. Untuk meningkatkan kualitas citra proses iterasi juga bisa dilakukan terhadap regularisasi Tikhonov sbb:

$$\hat{X}^{(k+1)} = \hat{X}^{(k)} - (A^T A + \mu I)^{-1} A^T (\hat{Y}^{(k)} - Y) \quad (12)$$

Dalam kondisi ill-posed, kriteria tunggal seperti *least square error* (LSE) seperti yang digunakan dalam metode optimisasi di atas tidak selalu mengantarkan pada solusi citra X yang determinatif, karena ada banyak alternatif citra X yang memenuhi kriteria itu. Alasan lain, karena kriteria LSE tidak mengandung informasi tentang citra yang diinginkan seperti apa (Herman, 1980). Oleh karena itu diperlukan beberapa kriteria yang dirumuskan dalam bentuk fungsi obyektif (objective function) yang diminimisasi secara simultan untuk memilih solusi kompromi terbaik ('*best compromise solution*') di antara banyak alternatif. Metode ini disebut metode optimisasi multi-kriteria (Warsito & Fan, 2001, 2003). Metode optimisasi multi-kriteria biasanya menggunakan beberapa kriteria sbb: (a) entropi maksimum; (b) LSE minimum antara prediksi dan pengukuran; (c) smooth dan mengandung nois yang minimal. Fungsi obyektif berdasarkan metode ini secara berurutan adalah sbb:

$$f_1(\mathbf{X}) = \gamma_1 \sum_{j=1}^N X_j \ln X_j. \quad (13)$$

$$f_2(\mathbf{X}) = \frac{1}{2} \gamma_2 \| \mathbf{A}\mathbf{X} - \mathbf{Y} \|^2 = \frac{1}{2} \gamma_2 \sum_{i=1}^M \left(\sum_{j=1}^N A_{ij} X_j - Y_i \right)^2 \quad (14)$$

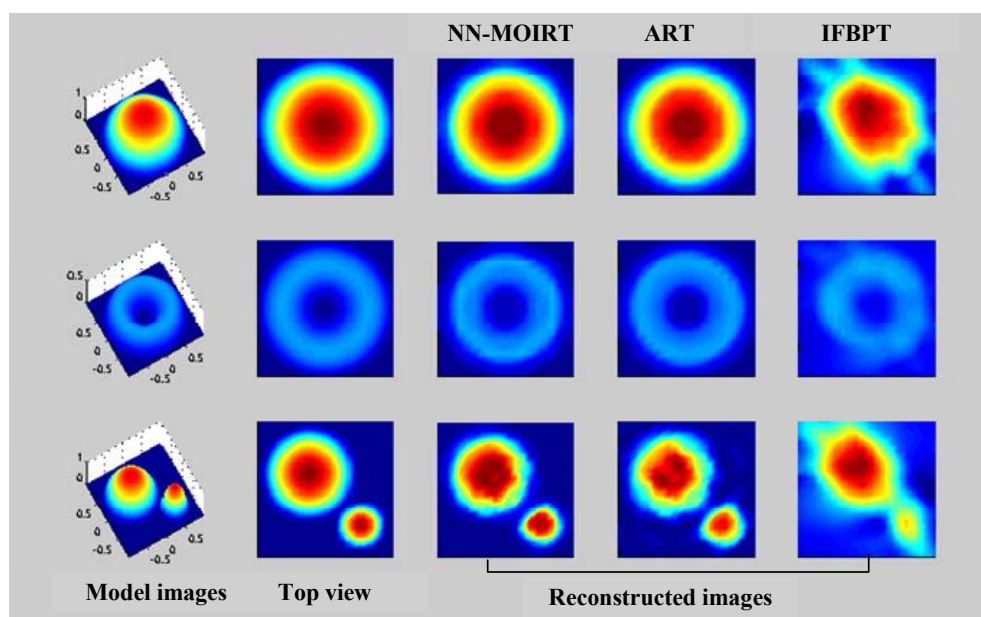
$$f_3(\mathbf{X}) = \frac{1}{2} \gamma_3 (\mathbf{X}^T \mathbf{N} \mathbf{X} + \mathbf{X}^T \mathbf{X}) \quad (15)$$

di mana γ_1, γ_2 dan γ_3 konstanta antara 0 dan 1. \mathbf{N} adalah matrik non-uniformitas berdimensi $N \times N$. Metode optimisasi multi-kriteria pada proses rekonstruksi citra adalah sebuah proses memilih sebuah vector citra X yang mana harga fungsi obyektif $\mathbf{F}(\mathbf{X}) = [f_1(\mathbf{X}), f_2(\mathbf{X}), f_3(\mathbf{X})]^T$ minimal secara simultan. Secara matematis hal ini bisa ditulis sbb:

$$\begin{cases} \text{minimize}_{\mathbf{X} \in \Pi} \Phi(\mathbf{X}) \equiv \sum_i w_i f_i(\mathbf{X}), & (i=1, 2, 3) \\ \text{so that } \mathbf{A}\mathbf{X} - \mathbf{Y} \leq 0. \end{cases} \quad (16)$$

di mana w_i adalah konstanta pemberat yang beroperasi terhadap $f_i(\mathbf{X})$ dan bisa diinterpretasikan sebagai berat relatif fungsi obyektif tersebut terhadap fungsi obyektif lain, sehingga

$$\sum_{i=1}^3 w_i = 1. \quad (17)$$



Gbr 4 Perbandingan hasil rekonstruksi citra dengan tomografi sinar-X.

Π adalah batasan:

$$\Pi = \{X \in R^N \mid AX \leq Y, X \geq 0, Y \in R^M\} \quad (18)$$

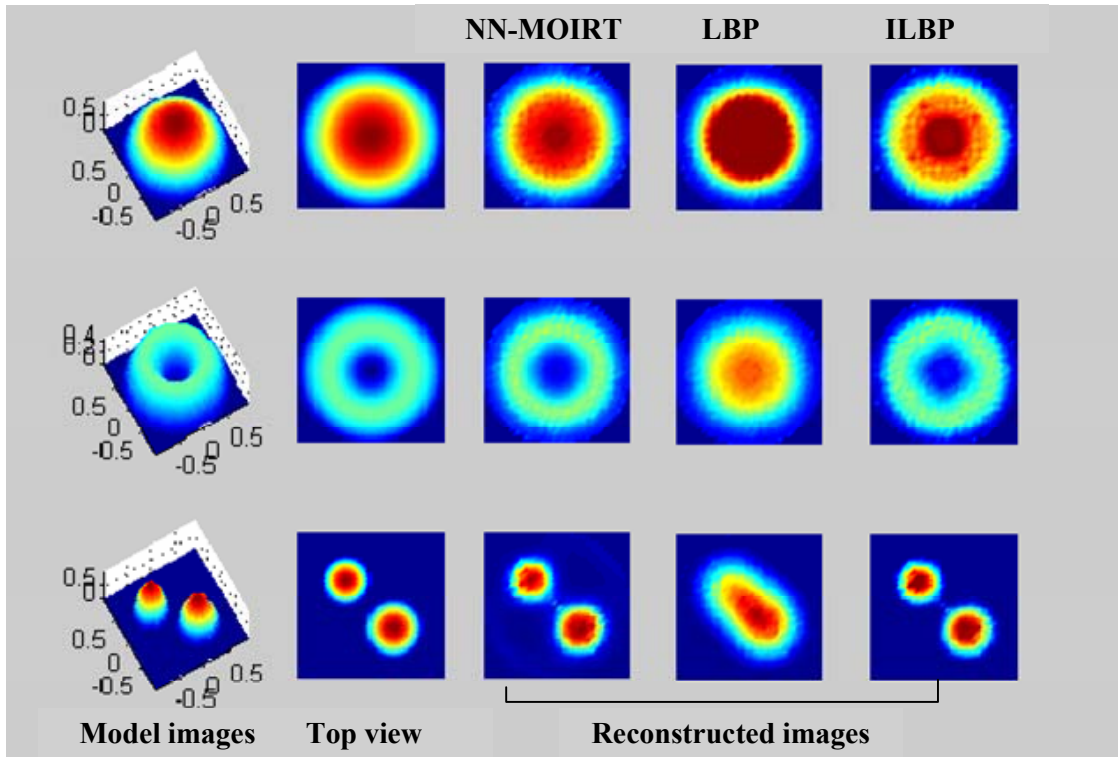
Gbr 4 menunjukkan perbandingan hasil rekonstruksi dengan modus tomografi sinar-X berdasarkan data proyeksi hasil simulasi: ART (algebraic reconstruction technique, salah satu metode optimisasi dengan menggunakan satu kriteria, LSE), NN-MOIRT (metode optimisasi dengan multi-kriteria yang dikembangkan oleh Warsito et al.) dan IFBPT (metode iterasi dengan proyeksi balik dengan filter). The NN-MOIRT memberikan hasil yang paling baik di antara metode yang lainnya. Gbr 5 adalah hasil rekonstruksi berdasarkan modus tomografi non-linear kapasitansi listrik: LBP (Linear back projection, metode rekonstruksi berdasar persamaan (9)), ILBP (iterative LBP), SIRT (salah satu metode optimisasi dengan satu kriteria) dan NN-MOIRT. Untuk mode tomografi kapasitansi listrik metode NN-MOIRT juga menunjukkan hasil yang superior dibanding dengan metode-metode lainnya.

4. Tomografi volumetrik 4-dimensi

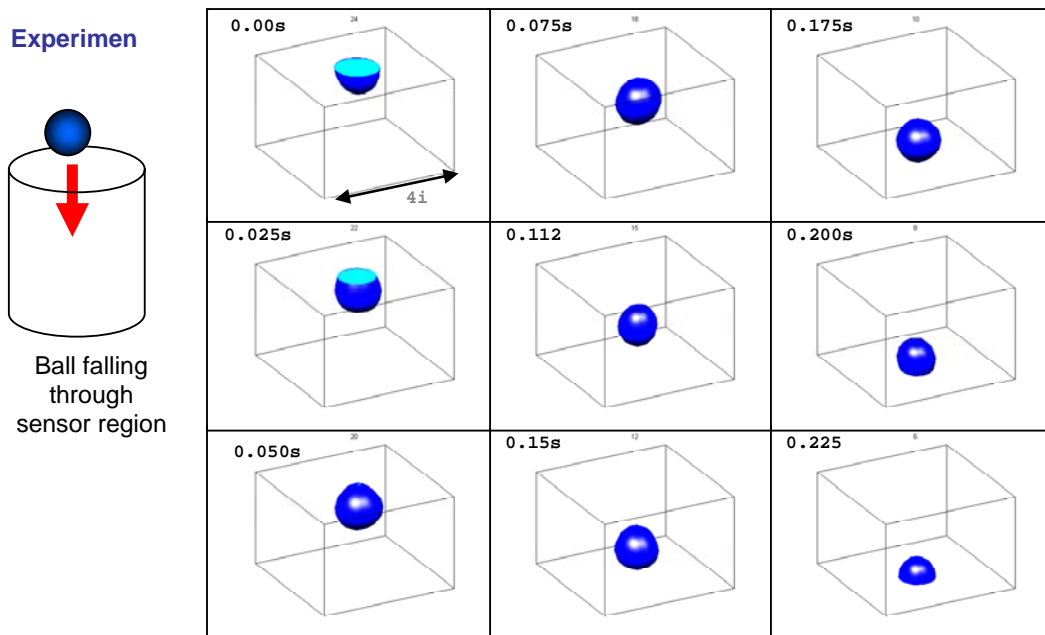
Tomografi kapasitansi listrik memungkinkan untuk melakukan rekonstruksi volumetrik, sehingga citra yang dihasilkan adalah merupakan citra volumetrik (3D) secara real time. Rekonstruksi volumetrik dari sebuah obyek yang bergerak akan menghasilkan sebuah citra 4 dimensi (3

dimensi ruang dan 1 dimensi waktu). Teknik ini disebut tomografi volumetrik (volume-tomography). Rekonstruksi volumetrik dimungkinkan dengan menggunakan matrik sensitifitas yang dikonstruksi berdasarkan medan listrik tiga dimensi dengan memanfaatkan sifat 'lunak' dari medan listrik dan melakukan pengukuran kapasitansi listrik antara elektroda yang tidak koplanar. Teknik ini terutama sangat bermanfaat untuk studi sistem fluida dalam berbagai proses engineering. Gbr 6 adalah hasil rekonstruksi secara 3 dimensi dan real terhadap sebuah bola yang dijatuhkan melewati ruangan sensor yang berbentuk silinder dengan kecepatan scanning 10 ms. Gambar ini menunjukkan kemampuan teknologi tomografi volumetrik kapasitansi untuk melakukan scanning secara 4 dimensi dengan kecepatan yang sangat tinggi, yang sebelumnya belum pernah ada teknologi sejenis yang mampu melakukannya.

Aplikasi dari teknik ini telah dilakukan di laboratorium kami di Dept. Of Chemical Engineering, Ohio State University untuk melakukan pencitraan secara 4 dimensi terhadap aliran fluida multifase dalam berbagai sistem, a. l. aliran cair-gas, gas-padat dan gas-cair-padat. Reaktor multifase ini merupakan dasar berbagai sistem proses industri kimia, biokimia, petrokimia, pengilangan minyak, dll. Pencitraan 4 dimensi secara *non-invasive* dan *non-intrusive* sangat penting untuk melakukan studi intensif



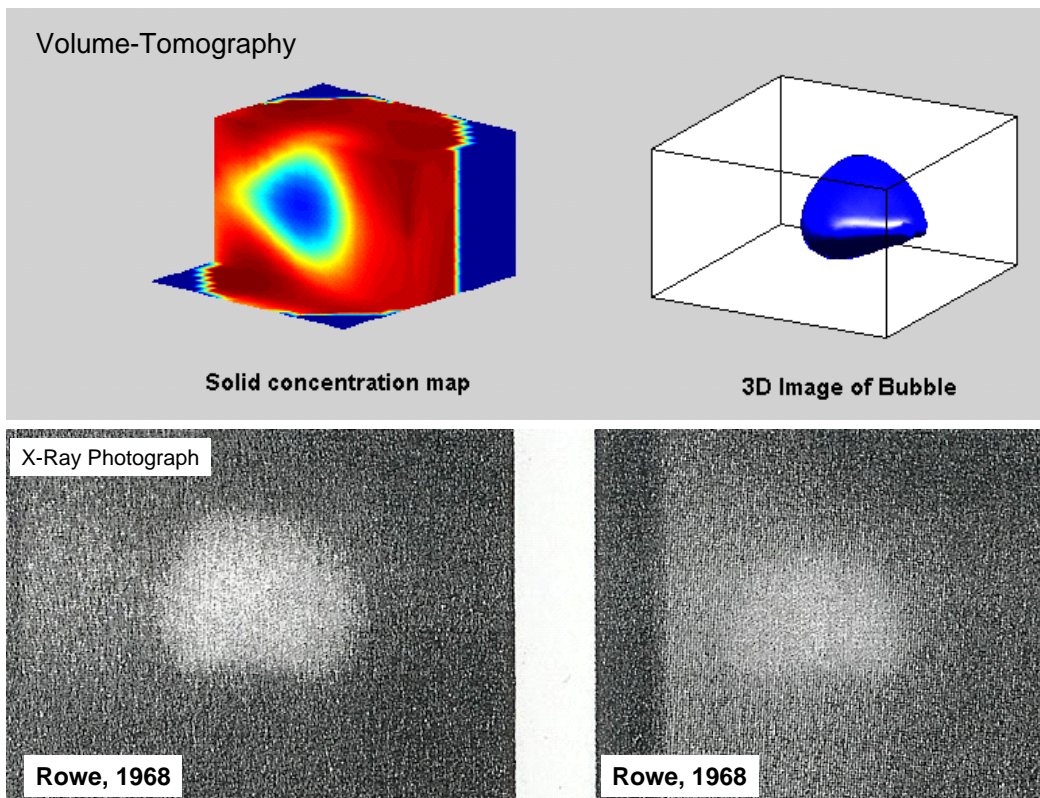
Gbr 5 Perbandingan hasil rekonstruksi dengan tomografi kapasitansi listrik



Gbr 6 Pencitraan 4 dimensi terhadap bola jatuh

terhadap jenis reaktor yang sangat luas aplikasinya ini, untuk melakukan desain reaktor yang optimal dan melakukan kontrol. Di bidang pemipaan minyak, dimana minyak mentah yang keluar dari sumur minyak tercampur oleh air, tanah/pasir dan gas, teknologi ini sangat berguna untuk

mengetahui besaran aliran minyak murni yang mengalir setiap detiknya melalui pipa tanpa harus melakukan pemisahan terlebih dahulu. Peningkatan akurasi 1% saja dalam sistem ini akan bernilai ekonomi milyaran dollar setiap harinya, sementara ini alat ukur yang seperti ini belum ada. Gbr 7

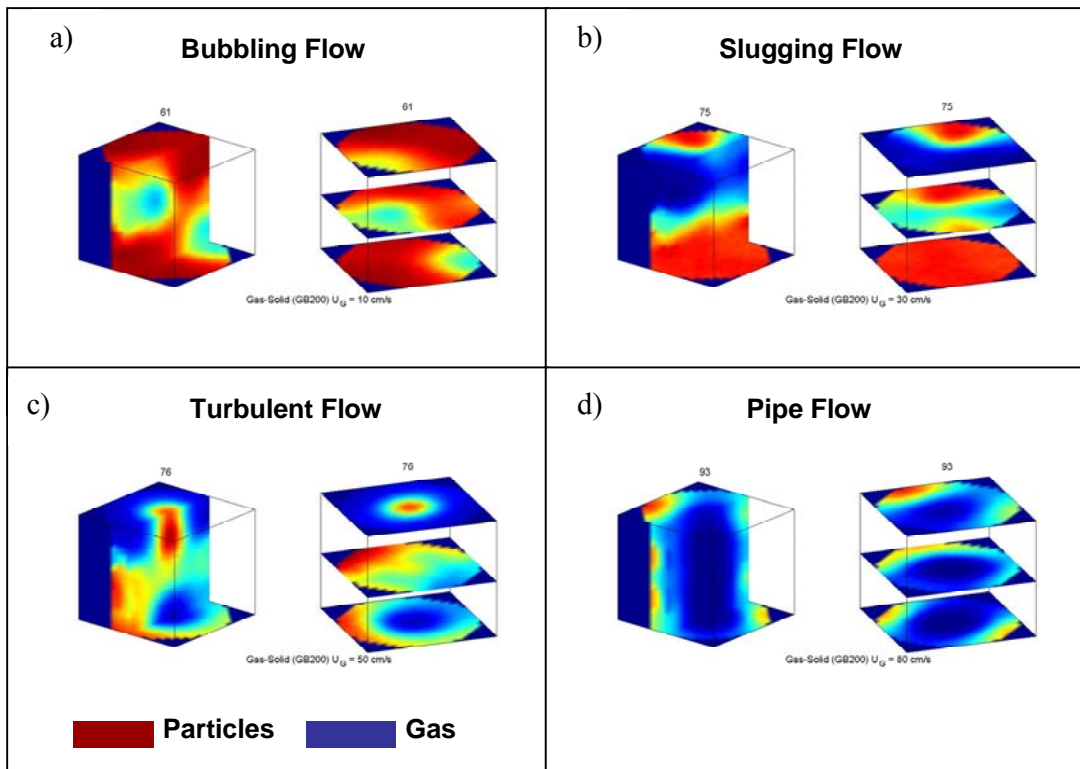


Gbr 7 Perbandingan antara hasil pencitraan tomografi volumetric 4D dengan hasil foto Sinar-X 1D terhadap gelembung gas yang melewati kumpulan partikel padat dalam reaktor gas-padat berbentuk pipa.

merupakan contoh hasil pencitraan terhadap gelembung gas yang melewati partikel padat yang merupakan sebuah model powder processing atau pengilangan minyak. Hasil pencitraan dengan menggunakan tomografi volumetrik dibandingkan dengan hasil foto 1 dimensi dengan menggunakan Sinar-X terhadap sistem yang identik. Hasil ini menunjukkan keunggulan yang dimiliki oleh sistem pencitraan ini.

Studi tentang struktur aliran merupakan bagian yang sangat penting dalam riset tentang aliran multifase (*multiphase flow dynamics*), karena struktur aliran merupakan faktor yang sangat menentukan dalam desain reaktor. Kesalahan analisa terhadap struktur aliran bisa mengakibatkan kondisi yang fatal. Sebuah contoh dari hasil pencitraan 4D terhadap sistem aliran gas-partikel padat yang menunjukkan sebuah fenomena 'perubahan fase' ditunjukkan dalam Gbr 8. Perubahan fase ini bukanlah perubahan fase yang sebenarnya, tetapi lebih pada artian perubahan fase secara mekanis, di mana pada saat kecepatan aliran gas rendah, gas berwujud gelembung-gelembung gas dalam

partikel padat. Secara mekanika fluida gas menjadi fase diskrit (*discrete phase*) sedangkan partikel padat menjadi fase knotinyu (*continuous phase*) (Gbr 8a). Bersamaan dengan naiknya kecepatan aliran gas, gelembung-gelembung gas tadi mengalami penggabungan (*coalescence*) satu dengan yang lain membentuk gelembung gas yang sangat besar hingga memenuhi seluruh diameter pipa. Aliran demikian disebut *slugging*, di mana antara kumpulan gas dan kumpulan partikel padat yang besarnya memenuhi diameter pipa mengalir secara berturutan. Dalam bentuk aliran seperti ini, baik gas maupun padat dua-duanya berperan sebagai fase diskrit atau dua-duanya fase kontinyu (Gbr 8b). Kenaikan lebih lanjut terhadap kecepatan aliran gas menyebabkan bentuk aliran yang semakin kompleks, di mana struktur slug tadi menjadi 'pecah' tak beraturan (Gbr 8c). Ini merupakan struktur aliran transisi, dimana sistem aliran cenderung mengalami turbulensi. Pada kecepatan aliran gas yang sangat tinggi, struktur makro seperti gelembung gas menjadi hilang, sedangkan partikel padat



Gbr 8 Visualisasi 4D terhadap fenomena 'perubahan fase' dalam aliran gas-padat

mengalir dalam pipa terkonsentrasi pada dinding pipa. Bentuk aliran ini disebut aliran pipa yang merupakan tipikal struktur aliran pada sistem transportasi powder, di mana gas berperan sebagai fase kontinu sedangkan partikel padat berbalik menjadi fase diskrit. Hasil dari pencitraan 4D ini berhasil untuk yang pertama kali melakukan visualisasi terhadap fenomena 'perubahan fase' yang terjadi dalam aliran gas-padat dalam pipa yang merupakan fenomena yang sangat penting dalam studi mekanika fluida multifase.

Referensi

- [1]. J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, Jr., J.M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippicott Williams & Wilkins, 2002.
- [2]. R.A. Williams and M.S. Beck, *Process Tomography—Principles, Techniques and*

Applications. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann, 1995.

- [3]. W. Warsito and L.S. Fan, "Neural network based multi-criteria optimization image reconstruction technique for imaging two- and three-phase flow systems using electrical capacitance tomography," *Measurement Science and Technology*, vol. 12 (12), pp.2198-2210, 2001, U.S. Patent 6577700 (2003). "Neural network multi-criteria optimization image reconstruction technique (NN-MOIRT) for linear and non-linear process tomographic imaging of two- and three-phase flow systems," *Chem. Eng. and Proc.*, vol.48 (8-9), pp.663-674, Aug.-Sept. 2003. "Electrical Capacitance Volume-Tomography," *IEEE Sensors*, 2005 (in print).
- [4]. G.T. Herman, *Image reconstruction from projections*, New York: Academic Press, 1980.