

THÈSE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR
en
INFORMATIQUE

présentée et soutenue publiquement par

David SARRUT

le 25 JANVIER 2000

**Recalage multimodal et
plate-forme d'imagerie médicale à
accès distant**

préparée au sein du laboratoire ERIC
sous la direction de
Serge Miguet

COMPOSITION DU JURY

Mme.	Jocelyne Troccaz	Rapporteur	(Directeur de Recherche CNRS)
M.	Christian Roux	Rapporteur	(Professeur)
Mme.	Isabelle Magnin	Examineur	(Directeur de Recherche INSERM)
M.	Ehoud Ahronovitz	Examineur	(Maître de conférences)
M.	Bernard Tourancheau	Examineur	(Professeur)
M.	Serge Miguet	Directeur de thèse	(Professeur)

Table des matières

Introduction	1
I Recalage d'images. Application au positionnement de patient	5
1 Recalage d'images	7
1.1 Domaines d'application	8
1.2 Classification des techniques de recalage	10
1.3 Les méthodes iconiques	20
1.4 Conclusion	22
2 Mesures de similarité	23
2.1 Principes de base	24
2.2 Classification des mesures	28
2.3 Expérimentations	42
2.4 Conclusion	57
3 Interpolations	61
3.1 Introduction	62
3.2 Étude de procédures d'interpolation	64
3.3 Autres procédures d'interpolation	69
3.4 Expérimentations	72
3.5 Conclusion	82
4 Transformations géométriques d'images	83
4.1 Transformations d'images	84
4.2 Principe de la nouvelle méthode	86
4.3 Modèle d'exécution de l'algorithme	90
4.4 Expérimentations	93
4.5 Discussion et conclusion	96
5 Positionnement de patients	97
5.1 Description de la problématique	98
5.2 Travaux préalables	99
5.3 Principe	101
5.4 Justification géométrique	105
5.5 Évaluations expérimentales	109

5.6	Conclusion	120
II	Santé et calculs haute-performance	121
6	ARAMIS : une plate-forme d'imagerie médicale à accès distant	123
6.1	Contexte	124
6.2	Principes généraux	127
6.3	Coeur du système	134
6.4	Conclusion	136
7	Approche surface	137
7.1	Extraction de surface triangulée	138
7.2	Détermination de la relation d'adjacence	140
7.3	Complexité et tests expérimentaux	145
7.4	Conclusion	149
	Conclusion générale	151
III	Annexes	167
A	Transformations affines et modèle sténopé	169
A.1	Matrices des transformations affines	169
A.2	Modèle sténopé	170
B	Modalités d'acquisition d'images médicales	173
B.1	Modalités d'acquisition	173
B.2	Nomenclature des données	175
C	Index des auteurs cités	177

Troisième partie

Annexes



Transformations affines et modèle sténopé

A.1 Matrices des transformations affines

Afin de présenter les transformations sous forme matricielle, nous utilisons la représentation en coordonnées homogènes. Une transformation affine 3D, notée T , est une composition des transformations élémentaires suivantes :

$$\text{Translation: } t_{\tau_x, \tau_y, \tau_z} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & \tau_x \\ 0 & 1 & 0 & \tau_y \\ 0 & 0 & 1 & \tau_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

La matrice de rotation est classiquement représentée par les angles d'Euler, c'est-à-dire par rotations successives autour des trois axes principaux :

$$\text{Rotation axe } Ox: r_\theta = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

$$\text{Rotation axe } Oy: r_\phi = \begin{pmatrix} \cos(\phi) & 0 & \sin(\phi) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\phi) & 0 & \cos(\phi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.3})$$

$$\text{Rotation axe } Oz: r_\psi = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ 0 & \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.4})$$

Finalement, la matrice de rotation est donnée par :

$$R_{\theta, \phi, \psi} = r_\theta r_\phi r_\psi \quad (\text{A.5})$$

Un changement d'échelle est donné par :

$$\text{Changement d'échelle : } s_{\kappa_x, \kappa_y, \kappa_z} = \begin{pmatrix} \kappa_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \kappa_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \kappa_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.6})$$

Finalement, la transformation affine T est :

$$T(\mathbf{x}) = s_{\kappa_x, \kappa_y, \kappa_z} (R_{\theta, \phi, \psi}(\mathbf{x})) + t_{\tau_x, \tau_y, \tau_z} \quad (\text{A.7})$$

A.2 Modèle sténopé

Le modèle *sténopé* (ou *pinhole* en anglais) est une projection perspective. La figure A.1 présente une illustration du modèle.

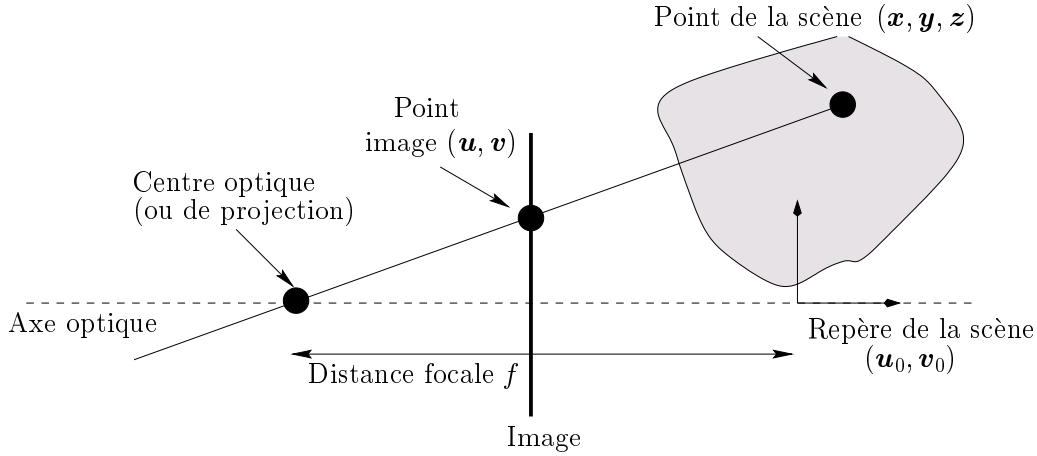


FIG. A.1 – Modèle sténopé (ici en 2D)

La matrice de projection est la suivante :

$$\text{Perspective (de focale } f) : p_f = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/f & 0 \end{pmatrix} \quad (\text{A.8})$$

Cette matrice est suivie d'une matrice de transformation du repère de la scène vers le repère image. κ_x , κ_y et κ_z sont les facteurs d'échelles correspondant à la taille des voxels (correspondance voxels/millimètre) et (u_0, v_0) sont les coordonnées en pixels de l'intersection de l'axe optique avec le plan rétinien. Soit :

$$\text{Changement de repère : } C_{\kappa_x, \kappa_y, u_0, v_0} = \begin{pmatrix} \kappa_x & 0 & 0 & u_0 \\ 0 & \kappa_y & 0 & v_0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.9})$$

Enfin, les coordonnées finales du point image (\mathbf{u}, \mathbf{v}) d'un point $(\mathbf{x}, \mathbf{y}, z)$ sont données par la relation (matrice de normalisation) :

$$\mathbf{u} = \frac{\kappa_x f \mathbf{x} + u_0}{z} \tag{A.10}$$

$$\mathbf{v} = \frac{\kappa_y f \mathbf{y} + v_0}{z} \tag{A.11}$$

B

Modalités d'acquisition d'images médicales

Depuis quelques temps déjà, des processus mécaniques et mathématiques ont pris le relais des seuls simples yeux humains. De nombreuses techniques permettent maintenant d'acquérir des représentations fidèles des organes ainsi que des informations pertinentes sur leur fonctionnement. Ces différentes techniques ou modalités d'acquisition donnent lieu à autant de systèmes d'acquisition desquels dérivent les objets que nous manipulons.

B.1 Modalités d'acquisition

Les images médicales fournissent essentiellement deux types d'information, d'ordre anatomique (*e.g.* limites des organes, discrimination de tissus, etc) et d'ordre fonctionnel (*e.g.* activités neuronales). Les différentes modalités peuvent être caractérisées par leur résolution spatiale et temporelle, leur coût, leur facilité d'utilisation et l'aspect traumatique ou non pour le patient. Nous présentons ici quelques modalités, classées par ordre chronologique de leurs premières utilisations et dont l'utilisation est orientée pour l'étude du cortex cérébral, excepté pour l'imagerie portale section B.1.3.

B.1.1 Imagerie fonctionnelle

L'Électro-EncéphaloGraphie (EEG – 1924) mesure les potentiels électriques à la surface du crâne, pour suivre les variations des influx nerveux de nature électrochimique transmis par les neurones. C'est une méthode simple, peu coûteuse, avec une résolution temporelle élevée, mais qui ne permet pas de déterminer de façon univoque les courants électriques qui engendrent ces potentiels.

La Magnéto-EncéphaloGraphie (MEG – 1968) reste fondé sur le même principe mais mesure les champs magnétiques produits par les influx nerveux. Il en résulte des mesures plus sûres, même si la localisation des influx est difficile et sujette à caution.

La Tomographie par Émission de Positons (1975 – TEP) a un champ d'investigation plus large. Cette technique cartographie une substance radioactive

injectée dans le corps du patient, en localisant les émissions de positons¹ de l'élément injecté. Malgré le besoin de lourdes et onéreuses infrastructures (cyclotron), et la faible résolution temporelle (plusieurs minutes) les images TEP ont une résolution spatiale correcte (4 mm) et restituent parfaitement l'origine physiologique du signal. Il n'existe que trois appareils² en France, dont un au CERMEP, le Centre d'Exploration et de Recherche Médicale par Émission de Positons, à Lyon.

L'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire fonctionnelle (IRMf – 1974-1976) exploite les propriétés magnétiques de certains noyaux atomiques. Il est maintenant possible grâce à cette technique de réaliser des images en des temps suffisamment brefs (μs) et de manière extrêmement précise (μm) pour suivre certains aspects du métabolisme. Le prix élevé de cette modalité d'acquisition explique qu'il n'y ait qu'une trentaine d'appareils dans le monde.

B.1.2 Imagerie anatomique

L'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire anatomique (IRM – 1974-76) exploite les mêmes propriétés que l'IRMf, mais sur des noyaux d'hydrogène. Elle est considérée aujourd'hui comme la principale modalité d'acquisition d'images anatomiques. Malgré son coût important, ses excellentes propriétés en termes de résolution (inférieure au millimètre) et le fait qu'elle ne soit pas traumatisante pour le patient contribuent à sa généralisation.

Le scanner X (CT – 1972) mesure l'aptitude des tissus à absorber les rayons X (noté *CT* pour *Computerized Tomography*). Elle est également appelée *tomodensitométrie*.

L'imagerie ultrasonore (ou échographie ultrasonore) mesure les différences de vitesse de propagation des ondes sonores dans les tissus du corps humain. Cette technique donne également des informations d'ordre dynamiques, comme les battements cardiaques.

B.1.3 Imagerie portale

L'imagerie portale désigne un ensemble de systèmes d'imagerie de contrôle visant à acquérir une image du champ d'irradiation sous la forme d'une projection 2D avant ou pendant une séance d'irradiation. L'objectif est de disposer d'une image permettant de la comparer avec le traitement souhaité. À partir des années 80 sont apparues des images numérisées qui tendent à remplacer progressivement les classiques films radiologiques. Ainsi un équipement informatique permettant de convertir le signal reçu en signal numérique est associé à *l'unité de détection*. Celle-ci peut être de plusieurs types : système à matrice de chambre d'ionisation, écran fluorescent combiné avec un miroir (ou des fibres optiques) et une caméra CCD.

Dans notre cas nous utilisons le système du centre de lutte contre le cancer Léon Bérard, un SRI 100 Philips. Cet appareillage est en cours de remplacement par un IVIEW de ELEKTA et va permettre à court terme — début février 2000 — de réduire la dose de rayonnement reçue par le patient lors de l'acquisition de l'image portale. En effet, cette irradiation supplémentaire non négligeable est estimée à environ 5 à 7% de la dose d'irradiation totale. Le nouveau système devrait permettre de la réduire entre 2 et 4%.

1. ou positron, anti-particule de l'électron

2. un quatrième est en projet à Toulouse

B.2 Nomenclature des données

Les systèmes d'acquisition sont les techniques mises en œuvre pour la reconstruction d'images 3D à partir des différentes modalités d'acquisition. Une image médicale 3D est formée par un ensemble de coupes 2D. Ce paragraphe est l'occasion pour nous de donner quelques définitions des objets que nous manipulons. La nomenclature utilisée est celle de A. KAUFMAN [Kau91] :

- une **image 2D** est définie comme une fonction continue de \mathbb{R}^2 dans \mathbb{R} , échantillonnée à pas régulier (d_x, d_y) , respectivement en x et en y . Cet échantillonnage conduit à une application discrète d'un pavé de \mathbb{Z}^2 (le *support*) vers un domaine donné. Il s'agit souvent d'une application de $\mathbb{Z}^2 \mapsto [0; 255]$, pour une image en 256 niveaux de gris.
- un **pixel** (i, j) désigne un élément de surface du support de dimension $d_x \times d_y$, c'est à dire un point discret (immatériel) de \mathbb{Z}^2 ou un pavé de \mathbb{R}^2 de dimension $d_x \times d_y$.
- si l'on empile les coupes, on forme une matrice 3D de points discrets. On obtient ainsi une **image 3D**, c'est à dire une application d'un support \mathbb{Z}^3 dans un domaine donné, soit $\mathbb{Z}^3 \mapsto [0; 255]$ dans nos exemples d'images en 256 niveaux de gris.
- l'équivalent 3D du pixel est le **voxel**, il s'agit d'un élément de volume de dimension $d_x \times d_y \times d_z$ correspondant à un point immatériel de coordonnées (i, j, k) dans \mathbb{Z}^3 .

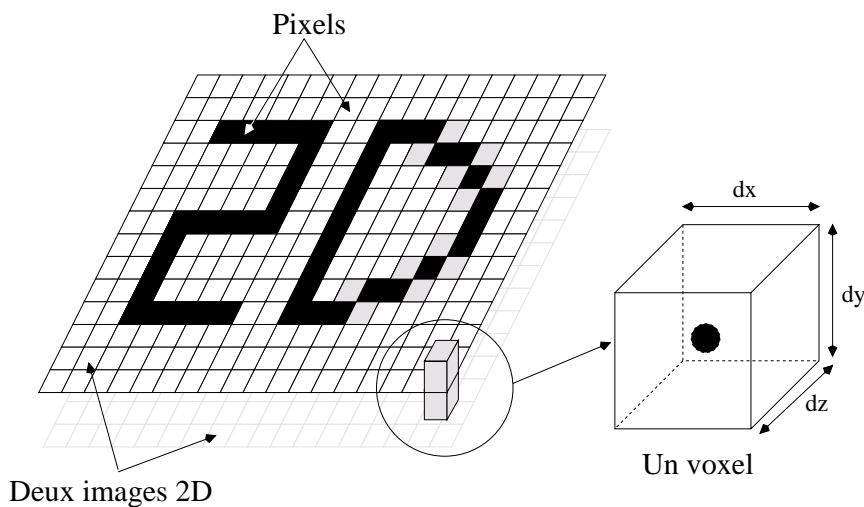


FIG. B.1 – Définition des pixels et des voxels

Notons que le pas d'échantillonnage selon les axes x et y peut être différents de celui en z . On parle alors d'*anisotropie* ou bien d'*isotropie* dans le cas où les pas d'échantillonnage en i, j, k sont identiques. Dans le cas d'images anisotropiques, les voxels d'une image 3D ne sont pas des cubes mais des parallélépipèdes.

C

Index des auteurs cités

Acharya, R. 8
Agresti, A. 59
Aldroubi, A. 62, 63
Alpert, N.M. 12, 16
Apicella, A. 29
Armspach, J.P. 16, 33, 64
Arridge, S.R. 12
Atkins, M.S. 18
Atsumi, H. 20, 25, 26, 38
Ayache, N. 13, 14, 17, 18, 32, 33, 41, 49, 64, 67

Baby, O. 128
Barequet, G. 12
Barillot, C. 16, 17, 18, 42
Basseville, M. 35, 38
Berger, M. 100
Berthod, M. 29
Bhat, D. 28
Biermann, H. 9
Bizais, Y. 18
Blackwell, M. 16
Blu, T. 63
Boujemaa, N. 9
Boyles, M. 127
Bradshaw, J.F. 12, 16
Bresnahan, J. 127
Bro-Nielsen, M. 12, 19, 29, 30, 34
Brown, L.G. 10, 11, 12, 15, 18, 25
Browne, S. 127
Brunberg, J.A. 12

Brunie, L. 19, 99
Bullitt, E. 12, 13
Bydder, G.M. 62

Calway, A.D. 29
Carrasco, V 12, 13
Casanova, H. 127
Castro, E. De 29
Chaney, E.L. 12, 13, 99
Charles, H.P. 128
Chen, M. 8
Cherry, S.R. 8, 13, 15, 16, 21, 31
Cline, H. E. 138
Coeurjolly, D. 138, 149, 153
Colin, A. 15, 19
Collignon, A. 16, 17, 18, 20, 25, 34, 35, 38, 42, 63, 64, 67
Confais, J. 59
Contassot-Vivier, S. 9, 30, 84, 128
Cooper, J. 9, 22
Cormen, T. 145
Correia, J.A. 12, 16
Czajkowski, K. 126

Dabringhaus, A. 12
Danuser, G. 100
Davatzikos, C. 8, 12
Davis, M.H. 12
Dawant, B.M. 16, 17, 18, 42
de Leon, M.J. 12
Dean, D. 16
Delaere, D. 16, 20, 25, 38
Dieckmann, K. 109, 116
DiGioia, A.M. 16
Dongarra, J. 127
Downs, J.H. 127

Eberly, D. 12, 13
Eden, M. 62, 63
Eikelboom, R.H. 9, 22
Elsen, P.A. Van Den 12, 13, 14, 16, 17, 18, 42
Ertl, T. 26
Ettinger, G.J. 8, 15

Fang, S. 127
Feiner, S. 84
Fernández-Vidal, S. 12
Feschet, F. 82, 98, 100, 102, 105, 128, 135, 151

Fidrich, M. 13
Fitzpatrick, J.M. 16, 17, 18, 42
Flaming, D.P. 12
Flannery, B.P. 15, 21
Foley, J. 84
Foster, I. 126, 127
Fouilloux, A. 128
Freund, J. 26
Fritsch, D.S. 13, 99
Ftzesimmons, J. 11

Garza-Jinich, M. 15
Geib, J. M. 135
Géraud, T. 42
Gerlot-Chiron, P. 18
Gilmore, R. 11
Goujun, J. 127
Gourdon, A. 13
Gramkow, C. 12
Gransart, C. 135
Graves, S. 127
Greiner, G. 26
Grelet, Y. 59
Grimson, W.E.L. 8, 15
Guen, M. Le 59

Hajnal, J.V. 62
Halle, M. 8
Hancock, E. R. 12
Hanson, D. 16, 17, 18, 42
Harkness, B. 16, 17, 18, 42
Harms, S.E. 12
Hastreiter, P. 26
Hata, N. 8
Hawkes, D.J. 15, 16, 17, 18, 25, 34, 40, 42, 62
Heitz, F. 16, 33, 64
Hemler, P.F. 16, 17, 18, 42
Herbert, M. 12, 13
Hill, D.L.G. 8, 12, 15, 16, 17, 18, 19, 25, 34, 40, 42, 62
Hinojosa, C. 8
Huang, S. 11
Hughes, J. 84

Insley, J. A. 127

Jackson, A. 62
Jacq, J. J. 15

Jansons, K.M. 12
Johnston, W. 127
Jolion, J.M. 16, 54

Kanade, T. 8, 12, 13, 16
Karonis, N. 126
Kassell, N. 127
Kaufman, A. 163
Kennedy, D. 12, 16
Kesselman, C. 126, 127
Kessler, R.M. 16, 17, 18, 42
Khotanzad, A. 12
Kikinis, R. 8, 15, 20, 25, 26, 38
Kippenhan, J.S. 29
Klein, J.C. 12
Knocke, T.H. 109, 116
Knutsson, H. 29
Korczynski, A.T. 135
Kruger, S. 29

Lachaud, J.O. 140, 141
Lavallée, S. 9, 18, 99
Lee, J. 127
Lefevre, L. 128
Leichtman, G.S. 12
Leiserson, C. 145
Lemoine, D. 16, 17, 18, 42
Leonard, C. M. 11
Lester, H. 12
Levy, A.V. 12
Li, J. J. 101, 102, 128, 132
Liu, A. 12, 13, 99
Lorensen, W.E. 138, 148
Lozano-Pérez, T. 8, 15
Lucas, T. 11

Maciunas, R.J. 16, 17, 18, 42
Maes, F. 16, 17, 18, 20, 25, 35, 38, 42, 63, 64, 67
Maguire, G.Q. 16, 17, 18, 42
Maintz, J.B.A. 12, 13, 14, 16, 17, 18, 19, 42, 64, 67
Makedon, F. 85
Malandain, G. 12, 16, 17, 18, 19, 32, 33, 41, 42, 49, 64, 67
Marchal, G. 16, 20, 25, 34, 35, 38, 63, 64, 67
Marchand-Maillet, S. 10
Margaritis, D. 9
Marvasti, F. 84
Maurer, C.R. 16, 17, 18, 42

Mazziota, J.C. 8, 13, 15, 16, 21, 31
McNulty, I. 127
Medina, V. 15
Meijering, E.H.W. 63
Merle, P. 135
Meyer, C.R. 12
Miguet, S. 57, 96, 98, 100, 101, 102, 105, 128, 132, 135, 136, 138, 140, 149, 151, 153
Mock, U. 109, 116
Moghaddam, B. 9
Mohr, C. 11
Morandi, C. 29
Morgan, F. 16
Moriarty, D. 62
Morse, B. 12, 13
Moss, S. 12
Méraldo, B. 10
Munger, P. 16

Nagel, J. H. 29
Nakajima, S. 8, 20, 25, 26, 38
Namer, I.J. 33
Napel, S. 16, 17, 18, 42
Nayar, S. 28
Nguyen, H.T. 140
Nicod, J.M. 128, 138, 140, 149, 153
Niemeyer, P. 129
Nikou, C. 15, 16, 33, 64, 103
Noz, M.E. 12, 16, 17, 18, 42

Oatridge, A. 62
Olszak, M. 28
Omiecinski, E. 9
Ordonez, C. 9
O'Toole, R.V. 16
Ourselin, S. 11
Owen, C. B. 85
Owens, R. 9, 22

Peck, J. 129
Pelizzari, C.A. 16, 17, 18, 42
Pennec, X. 10, 11, 13, 14, 16, 17, 18, 19, 32, 33, 42, 49, 64, 67
Perroton, L. 102, 128, 135
Pierson, J.M. 102, 128, 135
Pizer, S.M. 12, 13, 99
Pluim, J.P.W. 16, 64, 67
Pokrandt, P. 85
Pol, E.J.D. 12, 18

Pollack, M. 16, 17, 18, 42
Pomerleau, D. 8
Pötter, R. 109, 116
Prager, R. 12
Press, W.H. 15, 21
Prima, S. 41
Prylli, L. 131

Quint, L.E. 12

Raghavan, S. 13, 99
Raje, R. 127
Ritschard, G. 28
Ritter, N. 9, 22
Rivers, M. L. 127
Rivest, R. 145
Robb, R.A. 16, 17, 18, 42
Robert, Y. 128, 135
Rocchisani, J.M. 12
Roche, A. 11, 32, 33, 41, 49, 64, 67
Rohling, R.N. 19
Rosenfeld, A. 16
Rosenman, J. 12, 13
Rouet, J.M. 15
Roux, C. 15
Rowley, H. 8
Rusinek, H. 12
Ruttimann, U. E. 10, 13, 15, 16, 29, 30

Saeed, N. 62
Sahni, S. 11
Sarrut, D. 57, 82, 96, 98, 100, 105, 135, 136, 138, 149, 151, 153
Sattonnet, C. 11
Schormann, T. 12
Schroeder, W.J. 148
Shah, T. 13, 99
Shannon, C.E. 34
Sharaf, A. 84
Sharir, M. 12
Shekarforoush, H. 29
Simon, D. 12, 13, 16
Soar, E.J. 62
Stevens, J. 8
Studholme, C. 15, 16, 17, 18, 19, 25, 34, 40, 42, 62
Su, M.H. 127
Subsol, G. 11, 16
Suetens, P. 16, 17, 18, 20, 25, 34, 35, 38, 42, 63, 64, 67

Sumanaweera, T. 16, 17, 18, 42
Summers, P.E. 15, 62
Syn, M. 12
Szeliski, R. 9, 99

Tarel, J.P. 9
Taylor, M.G. 62
Terdiman, J.F. 127
Teukolsky, S.A. 15, 21
Thacker, N.A. 62
Thévenaz, P. 10, 13, 15, 16, 22, 26, 29, 30, 63, 82, 85
Thiebaut, M. 127
Thirion, J.P. 13, 16
Thiruvathukal, G.K. 126, 135
Thomas, L.S. 135
Thompson, M. 127
Tieman, B. 127
Tierney, B. 127
Touagne, L. 138, 149, 153
Tourancheau, B. 131
Tsui, W. 12
Tuecke, S. 126
Tullio, J. 127

Ubéda, S. 128
Unser, M. 10, 13, 15, 16, 22, 26, 29, 30, 62, 63, 82, 85

Vaillant, M. 12
van Dam, A. 84
van Saarloos, P.P. 9, 22
Vandermeulen, D. 16, 17, 18, 20, 25, 34, 35, 38, 42, 63, 64, 67
Vassal, P. 99, 109
Vemuri, J.B.C. 11
Vetterling, W.T. 15, 21
Viergever, M.A. 12, 13, 14, 16, 17, 18, 42, 63, 64, 67
Viola, P.A. 9, 19, 20, 25, 26, 38
Vokurka, B. 62
von Laszewski, G. 127

Wahl, R.L. 12
Wang, M.Y. 16, 17, 18, 42
Wang, S. 127
Wasserman, R. 8
Wehenkel, L. 38, 40
Wells, W.M. 8, 9, 15, 20, 25, 26, 38
West, J. 16, 17, 18, 42
White, S.J. 8, 15

Wilson, R. 29

Wolf, U. 109, 116

Woods, R.P. 8, 13, 15, 16, 17, 18, 21, 31, 42

Yaroslavsky, L. 85

Young, I.R. 62

Yuret, D. 21

Yushkevich, P. 99

Zana, F. 12

Zarge, J.A. 148

Zerubia, J. 29

Zhang, Z. 9, 18

Zheng, M. 140

Zilles, K. 12

Zuiderveld, K.J. 63

Zuk, T.D. 18