

Habilitation à Diriger les Recherches

présentée et soutenue publiquement le 15 juin 2007

par

Eric BITTAR

Modélisation, Interaction et Visualisation 4D

Composition du jury

<i>Rapporteurs :</i>	M. Christian BARILLOT	Directeur de recherche, IRISA, Rennes
	Mme Annick MONTANVERT	Professeur, UPMF, Grenoble II
	M. Dominique PLOTON	Professeur, URCA, Reims
<i>Examineurs :</i>	M. Michel DESVIGNES	Professeur, INPG, Grenoble
	M. Laurent LUCAS	Professeur, URCA, Reims
	M. Bernard PÉROCHE	Professeur, UCB, Lyon I

Mis en page avec la classe thloria.

Je tiens à remercier Christian BARILLOT, Annick MONTANVERT et Dominique PLOTON pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce mémoire. Je remercie également Michel DESVIGNES et Bernard PÉROCHE qui honorent le jury de leur participation.

Merci à ceux qui furent les protagonistes de cette aventure scientifique :

Je remercie Laurent LUCAS et Yannick RÉMION qui créent les conditions pour une recherche de qualité au sein du département SIC du CReSTIC. Je remercie à nouveau Dominique PLOTON, cette fois pour avoir permis et nourri une collaboration fructueuse entre son équipe de biologistes et notre équipe d'informaticiens.

Merci à Aassif BENASSAROU, talentueux doctorant devenu prometteur Maître de Conférences et à Samuel EMERIAU, jongleur de disciplines et scientifique intègre.

Merci à Olivier NOCENT pour sa flamme et sa culture, qui ont alimenté nos échanges, et nos projets de rapprochement entre l'informatique et l'art.

Merci à Anne HEFF pour ses strophoïdes.

Merci à Johnny DE FREITAS CAIRES pour son travail acharné et notre aventure bostonienne, merci à Damien MISCHLER pour son sérieux et sa capacité à définir ses priorités.

Merci à Marie-Françoise O'DONOHUE pour son travail auprès des cellules, et son énergie communicative.

Merci à Laurent PIEROT et Fabien GIERSKI pour leur expertise dans leur discipline et leur ouverture.

Merci à tous les membres du LERI, et en particulier à Jérôme CUTRONA et son humour ravageur, Eric DESJARIN pour son soutien aux initiatives pédagogiques, Didier GILLARD et sa justesse de jugement, Laurent HUSSENET et ses gadgets Hi-tech, Jean-Michel NOURRIT et son flegme corrosif, Stéphanie PREVOST pour les discussions au labo, Barbara ROMANIUK pour la découverte de Varsovie, Philippe VAUTROT et sa pertinence en traitement d'images.

Merci aux sages : Claude SECROUN et Herman AKDAG, et merci au professeur HERBIN.

Merci à la nouvelle génération aux initiatives conviviales, Frédéric BLANCHARD, Sylvia CHALENÇON, Cyril DE RUNZ, Antoine JONQUET et ... Gilles VALETTE.

Merci aux étudiants du département informatique de l'IUT de Reims, et en particulier à Irénée CAROULLE et à tous ceux qui s'enthousiasment pour le projet Splimo.

Merci aux autres, Marc pour son intelligence et sa sensibilité, Yannick Q., Georges, Frédéric le metteur en scène et Philippe le chanteur.

Et enfin, merci à ceux qui sont près de mon cœur, merci Marie-Laure pour les partages au quotidien, et merci à Juliette et Augustin d'être eux-mêmes.

Table des matières

Parcours de recherche	1
1 Présentation	1
2 Au départ étaient les modèles déformables 3D	3
3 Contributions	4
3.1 Modèles pour la Biophotonique	4
3.2 Modèles pour l’Imagerie Médicale	8
3.3 Modèles pour l’Art Virtuel	9
3.4 Méta-Modèles	10

I Modèles pour la Biophotonique 13

1 Un modèle déformable hiérarchique 4D	14
1.1 Introduction	14
1.2 Analyse de données temporelles en biologie cellulaire	14
1.2.1 Modèles déformables	15
1.2.1.1 Représentation	17
1.2.1.2 Évolution du modèle	20
1.2.1.3 Forces et contraintes	21
1.2.2 Discussion	23
1.3 Présentation du δ -snake	23
1.3.1 Contraintes géométriques	24
1.3.2 Transformations topologiques	24
1.3.3 Dynamique et évolution	26
1.3.4 Densité adaptative	26
1.4 Extensions du δ -snake pour le suivi 3D + t	26
1.4.1 Initialisation	27

1.4.2	Evolution	27
1.4.3	Travaux relatifs à la dynamique	28
1.4.3.1	Cadre quasi-statique	28
1.4.3.2	Mouvements rigides	29
1.4.3.3	Approche hiérarchique du suivi	30
1.4.4	Graphe de suivi 4D	31
1.4.4.1	Quantification	32
1.4.4.2	Événements topologiques	32
1.5	Conclusion du chapitre	33
2	ReV4D : analyse et visualisation interactives d'objets 4D	34
2.1	Introduction	34
2.2	Visualisation sémantique du graphe de suivi	35
2.2.1	État de l'art	35
2.2.1.1	Propriétés perceptives	35
2.2.1.2	Construction d'une représentation graphique	36
2.2.2	Visualisation d'un instant donné	37
2.2.2.1	Affichage des maillages	37
2.2.2.2	Étiquettes quantitatives	38
2.2.2.3	Discussion	39
2.2.3	Visualisation synthétique	39
2.2.3.1	Schémas symboliques 2D	39
2.2.3.2	Trajectoires 3D	39
2.2.3.3	Chronophotographies	43
2.2.3.4	Quantification et graphiques	43
2.2.4	Conclusion	44
2.3	Visualisation volumique	45
2.3.1	Affichage de coupes dans une texture 3D	45
2.3.1.1	Fonctions de transfert	45
2.3.1.2	Calcul des polygones d'intersection	46
2.3.2	Découpage MC-accéléré	47
2.3.2.1	La technique des <i>marching cubes</i>	47
2.3.2.2	Optimisations propres au cas de l'intersection cube / plan	47
2.3.3	Résultats	47
2.3.4	Conclusion	49

2.4	Conclusion du chapitre	49
3	Application en biologie cellulaire	50
3.1	Introduction	50
3.2	Microscopie confocale	50
3.3	Matériels et méthodes	51
3.3.1	Marquage à la <i>green fluorescent protein</i>	51
3.3.2	Traitements préliminaires des données	52
3.4	Résultats expérimentaux	53
3.5	Intérêt du suivi hiérarchique	56
3.6	Conclusion du chapitre	57
4	Correction automatique de la dérive d'intensité	59
4.1	Introduction	59
4.2	Energie Externe	59
4.2.1	Isovaleur	59
4.2.2	Filtres dérivés	60
4.2.3	GvF	60
4.2.4	Discussion	61
4.3	Choix de l'opérateur de filtrage	61
4.4	Détermination automatique des isovaleurs	61
4.4.1	Principe	62
4.4.2	Initialisation dans le premier volume	62
4.4.3	D'un volume au suivant	63
4.5	Résultats	64
4.5.1	Série <i>M6</i>	64
4.5.2	<i>Fibrillarine</i>	65
4.6	Discussion	65
4.7	Conclusion du chapitre	67
II	Modèles pour l'Imagerie Médicale	69
5	<i>CoDyIf</i> : étude de la connectivité dynamique en IRMf	71
5.1	Introduction	71

5.2	Aspects généraux de l'IRMf	71
5.2.1	Les fondements physiologiques	72
5.2.2	La réponse hémodynamique	72
5.2.3	Protocole d'activation	72
5.2.4	Pré-traitements	74
5.3	Les méthodes d'analyse	74
5.3.1	Les méthodes inférentielles	74
5.3.1.1	Le Modèle Linéaire Généralisé	74
5.3.2	Les méthodes exploratoires	75
5.4	Première étape de l'étude de la connectivité	76
5.4.1	Critères de clustering	77
5.4.1.1	Clustering anatomique	77
5.4.1.2	Clustering par homogénéité de la hrf	77
5.4.1.3	Clustering fonctionnel	78
5.4.1.4	Clustering de connectivité fonctionnelle	78
5.5	Parcellisation des données	79
5.5.1	Etapes	79
5.5.2	Création d'un graphe de voisinage	80
5.5.3	Pondération du graphe de voisinage	80
5.5.4	Recherche du plus court chemin	81
5.5.5	Clustering c-means	81
5.5.6	Résultats	82
5.5.6.1	Application à des données de synthèse (HELLO) . . .	82
5.5.6.2	Application à des données réelles	84
5.6	Conclusion du chapitre	85

III Modèles pour l'Art Virtuel 87

6	Spline et Idéal	89
6.1	Introduction	89
6.2	Sculpture virtuelle	90
6.3	Splimo	91
6.3.1	Le noyau : les splines spatiales	91
6.3.2	Animation : les trajectoires spline	92

6.3.3	Mode exposition	92
6.3.4	Des sculptures réelles aux virtuelles	93
6.3.5	Conclusion	93
6.4	Splimo Snake Evolution	95
6.4.1	Des forces pour la modélisation	95
6.4.2	Des Splines Doubles pour définir les forces	96
6.4.3	Modélisation de formes libres	98
6.4.4	Discussion	98
6.4.5	Conclusion	99
6.5	Conclusion du chapitre	99

IV Méta-Modèles 101

7	Favoriser l'apprentissage	103
7.1	Introduction	103
7.2	Motivation, sens et influence	103
7.2.1	Motivations	103
7.2.1.1	Connaît-on les causes de nos comportements?	103
7.2.1.2	Les quatre contextes de l'action	104
7.2.2	Co-construire du sens	105
7.2.2.1	L'instinct du langage	105
7.2.2.2	Donner du sens	106
7.2.3	Influence et éthique professionnelle	106
7.2.3.1	Influences	106
7.2.3.2	Influence de l'autorité	107
7.2.3.3	Influence qui redonne du sens	107
7.2.3.4	Influence des attentes	107
7.2.3.5	Utilité de l'Éthique	107
7.2.4	Les missions de l'enseignant chercheur	108
7.2.4.1	Le cadre légal	108
7.2.4.2	Les compétences relationnelles	108
7.2.5	Synthèse	109
7.3	Les besoins humains dans l'apprentissage	109
7.3.1	Les besoins fondamentaux	109

7.3.2	Quand un besoin est-il satisfait ?	110
7.3.3	Les besoins selon l'AT	110
7.3.3.1	Les besoins psychologiques de base selon BERNE	110
7.3.3.2	Les besoins psychologiques de base selon Moïso	111
7.3.3.3	Les étapes de l'évolution	112
7.3.3.4	Synthèse	113
7.4	Accompagnement d'un groupe de projet	113
7.4.1	Contexte institutionnel	114
7.4.2	Contexte particulier	114
7.4.3	Contrat avec les étudiants	114
7.4.4	Plan d'intervention	115
7.4.5	Exemple de réunion avec les étudiants	117
7.4.6	Bilan avec les étudiants	117
7.4.6.1	Adrien	118
7.4.6.2	Julien	118
7.4.6.3	Mon bilan	119
7.4.7	Conclusion	119
7.5	Conclusion du chapitre	120
	Conclusion générale et mise en perspective	121
	Publications et Communications	125
	Articles de Revues	125
	Chapitres de Livres	125
	Conférences Internationales (comité de lecture et actes)	125
	Conférences Nationales (comité de lecture et actes)	127
	Conférences Nationales	127
	Rapports / Mémoires	128
	Encadrements	129
	Thèses et DEA/Masters Recherche	129
	Projets et Stages sur la sculpture virtuelle	130
	Conventions Industrielles	131
	Bibliographie	133

Parcours de recherche

*D*ÉCOUVRIR, comprendre, donner du sens,
collaborer avec des personnes de domaines différents
en vue de réalisations concrètes,
favoriser l'apprentissage, sont les maîtres mots qui sous-tendent
mon parcours d'enseignant-chercheur.

Ce mémoire présente mon parcours de recherche, qui s'articule autour de la modélisation, de l'interaction et de la visualisation 4D. Les modèles déformables sont au cœur de mon travail. Ils étaient au centre de mon doctorat, et ils se trouvent toujours centraux actuellement, en ayant gagné une dimension : la dimension temporelle.

1 Présentation

Je suis Maître de Conférences, en poste depuis septembre 1998 au Département Informatique de l'IUT de Reims.

J'ai obtenu mon doctorat en Informatique à l'Université Joseph Fourier, Grenoble-I en mars 1998. Sous la direction conjointe de Philippe Cinquin (PU-PH) et Claude Puech, mon travail a porté sur des Modèles déformables surfaciques, implicites et volumiques, pour l'imagerie médicale, au sein de l'équipe GMCAO (Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) du laboratoire TIMC (Techniques de l'Information, de la Modélisation et de la Cognition). Il s'agissait de la création et de l'utilisation de modèles pour la segmentation d'images médicales 3D et la reconstruction de données.

J'ai poursuivi mes travaux de recherche à l'Université de Reims Champagne-Ardennes (URCA), au sein du *Laboratoire d'Etudes et de Recherches en Informatique (LERI)*, équipe labellisée EA 2618, et qui est devenue en 2004 une composante du *Centre de Recherche en STIC (CReSTIC)*, EA 3804, avant de fusionner en 2006 avec une autre composante de ce centre de recherche, pour devenir le groupe *Signal Image Connaissance* au sein du CReSTIC.

Au cours de mes travaux à l'URCA, j'ai encadré deux thèses, l'une soutenue et l'autre en cours, quatre DEA/Master Recherche, et de nombreux projets et stages d'étudiants

Un parcours riche de collaborations

La présentation de mon parcours dans ce document prend la forme de quatre parties, qui correspondent aux applications de ma recherche et de ma pratique. A travers des collaborations avec des équipes ou des personnes d'autres domaines, ma recherche a trouvé à s'appliquer à la biologie cellulaire (partie I), à l'imagerie médicale (partie II), à l'art virtuel (partie III), et, à travers une réflexion issue de mon expérience d'enseignant-chercheur, aux processus d'apprentissage (partie IV).

Mes travaux ont donné lieu depuis 1998 à 1 contrat industriel de transfert de technologie, 1 publication dans une revue internationale, 1 publication dans une revue nationale, 1 chapitre de livre, 14 communications dans des congrès internationaux, avec comité de lecture et actes, 2 communications dans des congrès nationaux avec comité de lecture et actes, et de nombreuses et passionnantes discussions au cours de collaborations inter-disciplinaires.

Responsabilités scientifiques et administratives

J'ai exercé plusieurs fonctions qui témoignent de mon implication dans le Département Informatique de l'IUT, dans le fonctionnement de l'Université, et des liens avec la communauté scientifique.

- Membre élu du Conseil Scientifique de l'Université de Reims (mars 2002 - mars 2006)
- Membre élu du Conseil du Département Informatique de l'IUT (septembre 1998 - juin 2006)
- Directeur Adjoint du Département Informatique de l'IUT (juin 2003 - juin 2004)
- Membre nommé de la commission mixte d'audition des candidats maîtres de conférence 27ème section, 2002 et 2004
- Correspondant du GdR-PRC ISIS pour le CReSTIC-LERI.
- Correspondant du GdR 2588 Microscopie Fonctionnelle du Vivant pour le CReSTIC-LERI.
- Membre de l'Association Française d'Informatique Graphique (AFIG).
- Membre d'Eurographics, et de son chapitre français.

Diffusion de la recherche

Suite au projet de recherche sur l'art virtuel, j'ai participé avec mon collègue Olivier NOCENT à des opérations de diffusion culturelle des travaux de recherche de notre équipe, et de rapprochement entre l'art et l'informatique :

- Co-organisateur de l'exposition des travaux de recherche du CReSTIC-LERI au centre d'Art Contemporain Passages de Troyes du 19 novembre 2003 au 19 janvier 2004.
- Séminaire invité « L'informatique et ses applications à l'image numérique. NuitsNumériques#1 », Centre Culturel Saint-Exupéry, Reims, 20 novembre 2004
- Animation scientifique lors de la fête de la science sur le thème « Art numérique, la recherche 'hors les murs' », octobre 2006

2 Au départ étaient les modèles déformables 3D

Mon parcours de recherche s'initie avec le travail sur les modèles déformables 3D que j'ai effectué lors de mon doctorat. J'en présente ici les éléments principaux, afin de mettre en perspective les contributions que j'ai apportées par la suite, et qui s'enracinent pour une large mesure dans ces premiers travaux.

Etude théorique

L'étude théorique des modèles déformables m'a amené à en proposer une classification selon cinq composantes. Les caractéristiques de liaison modèle-données correspondent à l'information de bas niveau du modèle et de l'image, et à la mesure calculée à partir de ces caractéristiques de l'éloignement entre le modèle et les données. Je distingue ensuite la représentation géométrique correspondant à la forme, la déformation subie par cette forme, la déformabilité qui est l'ensemble des contraintes de déformation déterminant les formes admissibles, et la méthode de contrôle qui fixe l'évolution de la forme en fonction des contraintes.

Mise en correspondance et segmentation

Pour extraire un objet d'une image 3D, comme une vertèbre dans l'examen scanner d'un patient, par exemple, la stratégie que j'ai suivie consiste à utiliser la connaissance *a priori* que l'on a de l'objet recherché, et de formaliser cette connaissance sous la forme d'un modèle générique de cet objet, qui sera déformé en utilisant l'image pour correspondre à l'objet particulier recherché.

Le modèle adéquat à cette application est volumique. Sa déformation hiérarchique par un octree-spline minimise la distance généralisée entre ses caractéristiques et celles des données, sous le contrôle de l'algorithme de Levenberg-Marquardt [P04] [P19] [P24].

Reconstruction, visualisation et interaction 3D

J'ai également exploré les caractéristiques des modèles 3D pour la reconstruction d'un objet à partir de données éparées de sa surface [P31], à l'aide de modèles implicites (figure 1a) [P03] [P05] [P20], et surfaciques (figure 1b) [P21].

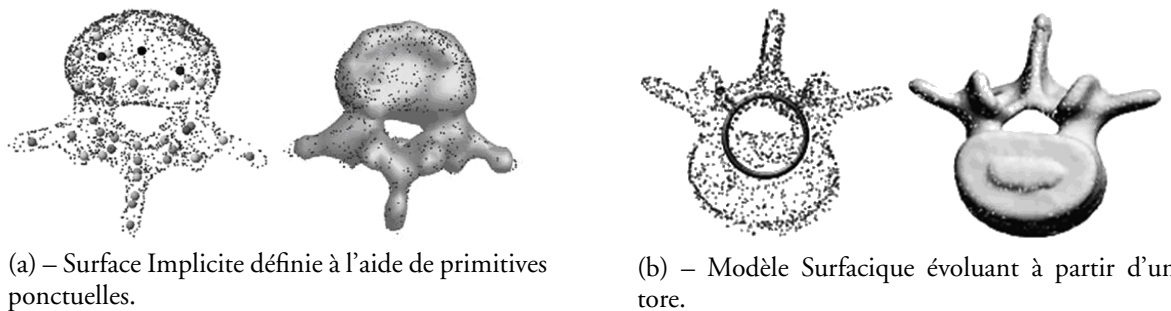


FIG. 1 – Reconstruction d'une vertèbre à l'aide de deux types de modèles.

3 Contributions

Voici les principales contributions issues de mes travaux de recherche et de la réflexion sur mon expérience d'enseignant-chercheur. Je les ai regroupées en quatre parties, qui correspondent aux grandes parties de ce document. Lorsqu'un des paragraphes est développé par la suite dans un des chapitres, j'en indique explicitement la correspondance.

3.1 Modèles pour la Biophotonique

L'élaboration des thématiques de modélisation, visualisation et interaction, pour des données non plus 3D mais 4D s'est naturellement imposée dans mon cursus de recherche à l'URCA.

Un premier axe s'est développé dans le cadre d'une collaboration avec l'équipe de biologie Imagerie 3D du Noyau de l'Unité MéDIAN (Médicaments : Dynamique Intracellulaire et Architecturale Nucléaire, UMR 6142 URCA-CNRS). Il comporte l'analyse d'images 4D, en l'occurrence de séries de volumes 3D acquis en microscopie confocale, pour modéliser, visualiser et quantifier les objets intra-cellulaires et leur évolution au cours du temps.

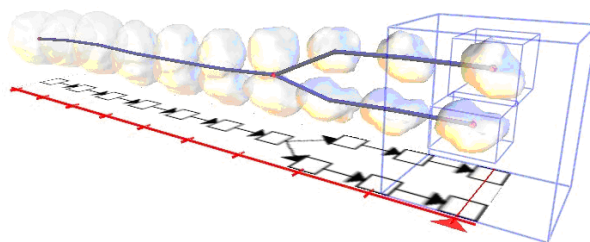


FIG. 2 – Suivi au cours du temps d'une cellule en mitose.

La particularité des objets d'étude est que leur topologie peut se modifier au cours du temps : scission de cellules lors de la mitose (figure 2), ou fusion de protéines, par exemple.

Nous avons ainsi choisi d'utiliser un modèle déformable 4D qui gère les changements de topologie. Cet axe de recherche a donné lieu à la réalisation de la plateforme logicielle rev4D (REconstruction et Visualisation 4D, ou 4DREAM - 4D Reconstruction and Analysis Module, en anglais).

Le travail sur cette thématique a débuté en 2001–2002 avec les DEA de deux étudiants, Johnny DE FREITAS [E6] et Aassif BENASSAROU [E5]. Johnny DE FREITAS a poursuivi sa carrière dans le privé, et Aassif BENASSAROU a obtenu un support de thèse en interface entre le CReSTIC et l'unité MéDIAN.

J'ai co-encadré sa thèse [E3] avec Laurent LUCAS et Dominique PLOTON.

En 2005–2006, Damien MISCHLER a prolongé cette thématique lors de son Master Recherche [E2] en développant l'automatisation de la dérive d'intensité des objets dans les images au cours du temps.

Nos travaux ont été fructueux, et ont obtenu une reconnaissance académique dans des revues [P01] [P02], et des conférences internationales [P06] [P07] [P08] [P10] [P11] [P12] [P13] [P14] [P15] [P16] [P17] [P18] ainsi que nationales [P22] [P23] [P27] [P29] [P30].

Ce projet a donné lieu aux contributions suivantes :

Un modèle déformable hiérarchique 4D

Nous avons étendu en 4D le modèle déformable surfacique δ -snake de Jacques-Olivier LACHAUD et Annick MONTANVERT [2, 36], de manière à suivre l'évolution au cours du temps d'objets pouvant changer de topologie, contenus dans des images 4D (chapitre 1).

En tenant compte des propriétés des objets suivis, nous nous sommes inscrits dans un cadre théorique qui permet de retranscrire les forces exercées sur le modèle directement en tant que déplacements. Nous avons mis au point une méthode efficace de résolution de l'équation d'évolution de la surface active qui permet de manipuler les données interactivement au cours de leur reconstruction. Nous avons proposé une approche qui permet un suivi hiérarchique d'objets inclus les uns dans les autres. Nous l'appliquons au suivi de composants intracellulaires en microscopie confocale : le noyau, les nucléoles, et les Composants Fibrillaires Denses (DFC). Nous avons montré que le suivi de ce dernier niveau, qui est difficile à réaliser, est qualitativement et quantitativement amélioré par l'approche hiérarchique. La difficulté de ce suivi vient de la petite taille des DFC par rapport à la résolution des images, et de l'importance du déplacement des DFC d'une image à l'autre. Notre approche est basée sur l'extraction au cours du temps d'un *graphe de suivi*, qui contient les événements topologiques et les informations quantitatives sur les objets.

Rev4D : analyse et visualisation interactives d'objets 4D

Nous avons intégré ces outils dans la plateforme logicielle Rev4D, qui permet l'analyse quantitative des données et la visualisation interactive de la série d'images sous différentes modalités complémentaires (chapitre 2).

Il s'agit d'une part de donner à voir à un instant t de l'évolution, à la fois le volume entier de la cellule et les objets reconstruits.

- Nous avons mis en application les principes de la sémiologie graphique pour présenter de manière lisible et ergonomique les objets reconstruits et les informations quantitatives qui les concernent.
- Nous utilisons les capacités du processeur graphique (GPU) de gestion des textures 3D pour visualiser le volume, et pour calculer par des *shaders* dédiés la fonction de transfert qui compose les valeurs des voxels à travers le volume.
- Nous avons proposé une méthode de rendu volumique accélérée, basée sur les Marching Cubes, qui réduit drastiquement la charge de calcul restant au processeur central (CPU).

Il s'agit d'autre part de représenter de manière synthétique l'évolution des objets tout au long de l'acquisition. Pour cela, nous proposons une représentation appelée *kymotrace*, qui rend lisible la trajectoire d'un objet en la dépliant dans l'espace, et en lui associant des attributs visuels significatifs.

Ce résultat est obtenu en modulant le rayon du cylindre généralisé qui matérialise la trajectoire en fonction de données quantitatives comme le volume de l'objet. L'évolution des paramètres est également retracée classiquement à l'aide de courbes (figure 3).

De manière interactive, l'utilisateur peut s'approprier les données qui sont affichées, en modifiant le point de vue, et en sélectionnant de manière intuitive les objets qui l'intéressent. Il regroupe ainsi ceux qui sont significatifs, pour les étudier de manière plus approfondie, en les mettant en exergue lors de l'affichage, et en exportant leurs paramètres dans un tableur pour d'autres analyses.

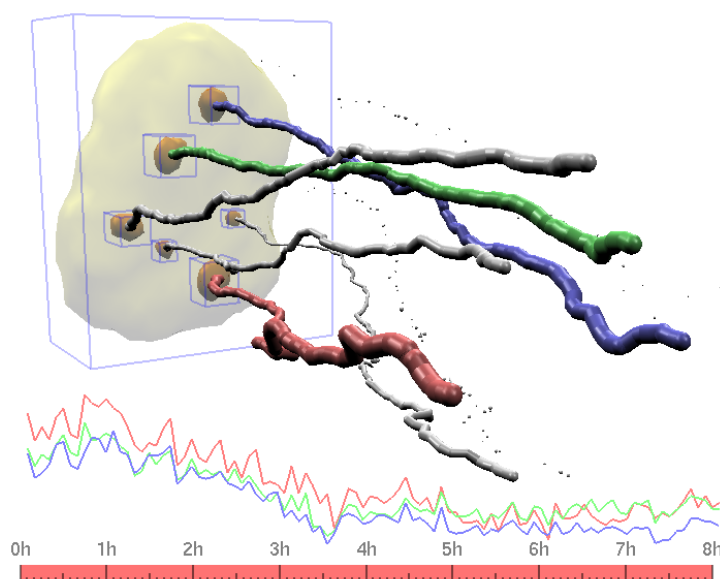


FIG. 3 – Evolution des nucléoles au cours du temps : Représentation synthétique et quantification du volume de trois d'entre eux

Application en biologie cellulaire

Les fonctionnalités de rev4D ont été appliquées à l'étude de quatre séries d'images de cellules vivantes en microscopie confocale (chapitre 3).

Cette étude menée par l'équipe de Dominique PLOTON à l'aide de rev4D a apporté une nouvelle compréhension de l'évolution spatio-temporelle des nucléoles.

Les nucléoles (5 à 7 par cellule) sont les sites de synthèse d'ARN ribosomiaux (ARNr). Depuis de nombreuses années, l'étude des cellules cancéreuses a montré que le traitement par l'actinomycine D (AMD) aboutit à un arrêt de la fonction des nucléoles puis à une réorganisation spatio-temporelle de leurs constituants en quelques heures. Cependant, aucune donnée concernant la manière dont cette réorganisation se déroule n'a jamais été obtenue.

Le traitement des données par rev4D a permis de facilement identifier les nucléoles au cours du temps et de montrer que leur forme globale se modifie fortement (passage d'une forme oblongue à une forme sphérique) bien que leur nombre reste identique. Aucun nucléole ne fusionne avec un autre, ils subissent tous une rotation à l'intérieur du volume nucléaire. Ces résultats infirment donc l'hypothèse selon laquelle les nucléoles fusionneraient suite à l'inhibition de leur fonction par l'AMD.

La mesure du positionnement de chaque nucléole montre que deux nucléoles se rapprochent légèrement des quatre autres et que ces derniers restent positionnés de manière strictement identique les uns par rapport aux autres, malgré leur rotation importante. De manière très intéressante pour le biologiste, ces résultats démontrent donc que l'inactivation de gènes ne se traduit pas par une compaction de ces gènes dans les chromosomes, ce qui éclaire d'un jour nouveau le domaine concernant l'organisation des gènes à l'intérieur du noyau. À l'inverse, le fait que les nucléoles conservent leur position permettrait de supposer l'existence d'une organisation stricte du noyau grâce à une structure rigide : la matrice nucléaire.

L'analyse du niveau le plus élevé de fluorescence permet, pour la première fois, de connaître

les étapes de réorganisation à l'intérieur de chaque nucléole. Cette analyse bénéficie pleinement de la possibilité du logiciel de se déplacer aisément dans le temps afin de cerner un événement remarquable. Ainsi, il apparaît clairement que ces constituants se réorganisent par fusions successives parfaitement hiérarchisées c'est-à-dire que la proximité de deux objets devant fusionner n'est pas un paramètre suffisant pour expliquer la fusion. En effet, deux objets très proches à une étape donnée peuvent s'éloigner pour, ensuite, fusionner avec d'autres objets.

Correction automatique de la dérive d'intensité

Les objets d'intérêt sont identifiés par les biologistes à l'aide de la donnée de leur isovaleur dans les images. Or cette isovaleur, qui dépend de la concentration des protéines autofluorescentes, n'est pas constante au cours du temps pour un objet donné. Ce phénomène est appelé *dérive d'intensité*. Nous avons proposé une approche pour corriger automatiquement cette dérive. Ce travail a été l'objet du Master Recherche de Damien MISCHLER, et a bénéficié de la collaboration de Barbara ROMANIUK (chapitre 4).

Nous avons mis en place une méthode qui permet de déterminer automatiquement l'évolution de cette isovaleur pour l'enveloppe cellulaire. Nous avons défini une force externe qui prend en compte le gradient de l'image et permet d'attirer la surface déformable vers les voxels de gradient fort, parmi lesquels un critère statistique indique ceux qui correspondent à l'objet recherché, afin de retrouver son isovaleur.

Valorisation industrielle

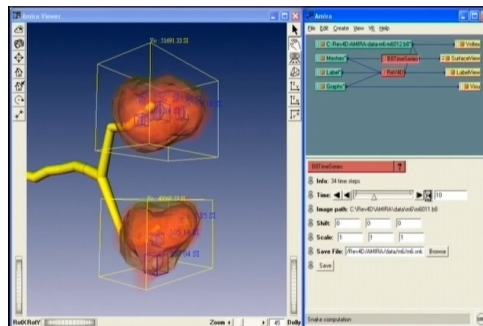


FIG. 4 – Intégration de rev4D dans Amira™.

Nos travaux ont été reconnus dans leur portée industrielle, puisque nous avons été approchés par la société française TGS ¹, filiale du groupe américain Mercury Computer Systems ². TGS commercialise Amira™, un logiciel de visualisation de données liées aux sciences du vivant, qui est leader sur son marché, et qui est commercialisé et distribué dans le monde dans des laboratoires de recherches académiques et industriels. A l'issue des négociations, l'URCA a signé un contrat de licence d'exploitation de logiciel avec la société Mercury Computer Systems [I2], pour la commercialisation et la distribution mondiale du logiciel rev4D en tant que module d'Amira™ (figure 4).

¹<http://www.tgs.com>

²<http://www.mc.com>

Projet Vision-GPU

En janvier 2005, j'ai été sollicité par Patrick HORAIN de l'Ecole nationale des Télécommunications (ENST) de Paris pour participer à un projet sur l'utilisation des processeurs graphiques (GPU) pour accélérer les algorithmes de vision par ordinateur. Deux éléments relient ce domaine au suivi d'objets dans des images $3D + t$. Le premier est la dimension temporelle, puisqu'il s'agissait d'analyser des images vidéo, donc d'extraire des objets de séries temporelles d'images. Le deuxième est la programmation GPU, avec des besoins de programmation de *shaders* pour le traitement de ces images.

Ce projet, appelé *Vision-GPU*, s'est déroulé sur un an, avec le soutien du Groupe des Ecoles de Télécommunications (GET). J'ai mené la participation de notre équipe à ce projet, avec deux collègues du CReSTIC : Olivier NOCENT, et Pascal Mignot, qui nous a rejoints par la suite. Nous avons ainsi collaboré avec des membres de l'ENST de Paris, de l'Institut National des Télécommunications (INT), et de l'institut EURECOM de Sophia-Antipolis.

Notre contribution a permis d'échafauder l'architecture générale d'une bibliothèque permettant de tirer partie des avantages des GPU pour la vision par ordinateur. Cela a abouti à la création de la bibliothèque open source GPUCV³, portage sur GPU de la bibliothèque OpenCV, très répandue dans la communauté de la Vision par Ordinateur.

3.2 Modèles pour l'Imagerie Médicale

J'ai initié en 2005 un nouveau projet de recherche dans le cadre duquel je suis revenu au domaine de l'imagerie médicale en y intégrant l'aspect temporel. Ce projet, *CoDyIf*, porte sur l'analyse de la Connectivité Dynamique des différentes zones du cerveau en Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf).

Les nouveaux dispositifs d'imagerie médicale comme l'appareil d'IRMf 3T récemment acquis par le CHU de Reims permettent d'obtenir des images 4D à l'instar du microscope confocal en imagerie bio-cellulaire. L'IRM 3 Teslas (figure 5) permet d'obtenir des images de meilleure qualité que les appareils 1,5 Teslas couramment utilisés [P25].

Ce projet est réalisé en collaboration avec l'équipe de neuroimagerie fonctionnelle du CHU de Reims, dans laquelle travaillent le professeur Laurent PIEROT, chef du service de Radiologie de l'hôpital Maison Blanche, Fabien GIERSKI, neuropsychologue, et Christophe PORTEFAIX, ingénieur de recherche. Pour ce projet j'encadre, avec Laurent LUCAS, un étudiant en thèse, Samuel EMERIAU, dont le DEA [E4] a débouché sur une convention CIFRE avec la société Philips [I2]. Nous travaillons également en collaboration avec Jean-Baptiste POLINE, responsable du groupe Modélisation et analyse de données au sein de l'unité de neuro-imagerie anatomo-fonctionnelle du Service Hospitalier Frédéric Joliot (NeuroSpin - CEA/SHFJ).



FIG. 5 – Activation de la zone occipitale du cerveau lors d'une tâche visuelle

³<http://picolibre.int-evry.fr/projects/gpucv/>

CoDyIf : étude de la connectivité dynamique en IRMf

Le projet *CoDyIf* a pour objectif de déterminer les zones cérébrales activées lors de tâches spécifiques, et d'identifier les réseaux reliant ces zones, dans la succession de leurs activations au cours du temps (chapitre 5).

Il s'agit de pouvoir réaliser cette opération pour un sujet donné, et d'identifier les réseaux communs à différents sujets réalisant une même tâche en tenant compte de la variabilité inter sujets.

La première étape de ce projet consiste à regrouper les voxels réagissant de manière similaire à un stimulus donné, afin de créer des régions de réponses homogènes. Pour atteindre cette première étape, nous présentons une méthode basée sur un graphe de voisinage, dans lequel les nœuds sont les régions, et les arêtes sont pondérées par la distance fonctionnelle entre ces régions.

Cette méthode est illustrée sur des données de synthèse et trois types d'images d'activations : auditives, visuelles et motrices.

3.3 Modèles pour l'Art Virtuel

Le projet *Spline et Idéal* (chapitre 6), a vu le jour suite à la demande d'une artiste plasticienne, Anne HEFF, qui désirait réaliser la transposition virtuelle de certaines de ses sculptures. Ces œuvres ont la particularité d'être composées de tubes flexibles. C'est dans cette optique qu'avec Olivier NOCENT, nous avons imaginé un modelleur, *Splimo* (Spline Modeler), qui permet la sculpture de tubes splines (figure 6). La dimension temporelle est présente [P09] [P28], puisque contrairement aux œuvres réelles, les œuvres virtuelles sont à la fois animées et interactives.

Les œuvres virtuelles sont présentées dans un environnement spécifique appelé *mode exposition*, qui, comme dans un musée virtuel, permet aux visiteurs de découvrir la sculpture, et même de la modifier en lui imposant des déformations temporaires, l'œuvre reprenant au bout de quelque temps sa forme originale.

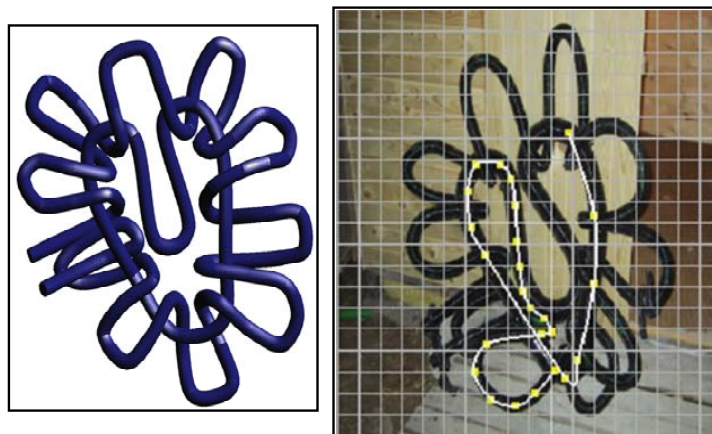


FIG. 6 – Sculpture virtuelle créée à partir d'un modèle réel, dont une photographie est importée dans *Splimo*.

J'ai ensuite donné une nouvelle impulsion au projet [S1-S2] pour offrir une application nouvelle au modèle déformable développé dans rev4D, en créant des sculptures virtuelles de surfaces animées changeant de topologie. La définition de *Splines Doubles* a permis de fournir un cadre pour appliquer des forces externes qui attirent ou repoussent la surface déformable.

Ce projet *Spline et Idéal* a pour originalité de faire le lien avec mes activités d'enseignant. En effet, *Splimo* a été principalement développé par des étudiants des formations dans lesquelles j'interviens : 2ème année d'IUT et Licence Professionnelle Ingénierie de l'Image Numérique, lors de stages et de projets tutorés [S3-S6].

3.4 Méta-Modèles

Mon point de vue de chercheur m'a amené à considérer mon métier d'enseignant-chercheur comme un terrain de recherche, et à mettre en perspective les processus humains qui s'y déroulent au cours du temps. C'est ce que j'appelle la méta-recherche. Mon expérience d'enseignant et d'encadrant m'a amené à étudier les conditions qui favorisent l'apprentissage, et à considérer celui-ci comme une voie vers l'autonomie. Je présente les résultats de cette étude, et j'illustre ma manière d'encadrer les projets, en enseignement comme en recherche, à travers un exemple de processus de travail avec un groupe d'étudiants dans le chapitre 7.

Dans le cadre de mon service de Maître de Conférences, j'enseigne à des étudiants en informatique, au niveau DUT, Licence Professionnelle, Licence et Master. Au fil des années, mon enseignement en informatique a compris des cours, TD et TP, en Programmation Orientée Objet, Bases de Données, Réseaux, Programmation Web et Technologies Graphiques.

Les deux casquettes d'enseignant et de chercheur sont complémentaires. Elles me permettent d'abord de transmettre mes compétences de la recherche à l'enseignement, en terme de méthodologie de résolution de problèmes, de Programmation Objet, et de Programmation Graphique, notamment. Certains étudiants, motivés par les thématiques de recherche, sont ensuite intéressés pour apporter au laboratoire leur enthousiasme et leurs compétences, à l'occasion d'un stage ou d'un des projets de leur cursus. Favoriser l'apprentissage est un thème qui me tient à cœur, que ce soit l'appropriation de nouvelles connaissances en recherche, ou l'apprentissage en situation pédagogique. Encadrer des étudiants a été pour moi l'occasion de faire le point sur les besoins qui s'expriment dans l'apprentissage, et sur ce qui se joue dans la relation entre encadrant et encadrés.

De l'apprentissage

Depuis ma première étude sur la motivation des étudiants [P34], lors du monitorat d'Initiation à l'Enseignement Supérieur, j'ai mené une réflexion sur l'épistémologie de cette situation quotidienne et particulière qui réunit un enseignant et des étudiants. J'ai étudié les conditions de réussite des étudiants de 1ère année du Département Informatique de l'IUT de Reims [P33]. Au-delà des connaissances scientifiques, les étudiants acquièrent des méthodes de travail qu'ils pourront réutiliser quel que soit le contexte futur, et ils ont de surcroît l'occasion de mûrir leur projet de vie professionnelle. C'est pourquoi j'ai développé des activités complémentaires à l'enseignement de l'informatique : j'enseigne les aspects méthodologiques et humains de l'apprentissage. J'encadre des Projets Personnels et Professionnels, dont le but est

de permettre aux étudiants de préciser leurs objectifs personnels et professionnels et de mettre en perspective leurs études par rapport à ces objectifs. Je donne également des cours à l'ENS Cachan dans le cadre de la Formation aux Nouvelles Techniques Cognitives de l'Apprentissage. L'intérêt d'un apprentissage est plus facile à saisir pour les étudiants lorsqu'ils réalisent un projet concret qui sera utile à quelqu'un par la suite. C'est pourquoi j'ai proposé aux étudiants de travailler sur *Splimo* lors de Projets Tuteurés [S1-S6].

Apprentissage de l'autonomie

L'apprentissage est la voie vers l'autonomie [P26]. Pour accompagner les étudiants que j'encadre dans cette direction, je me suis formé à l'Analyse Transactionnelle (AT) et j'ai passé la certification en AT dans le champ éducation. Cela m'a permis d'analyser ma pratique d'encadrant et d'enseignant, et d'être attentif à la création des conditions qui favorisent l'apprentissage : mettre en place un climat de travail et employer des modalités d'enseignement adaptées au type de public, par exemple : rédaction de dossiers, travail en groupe et individuel, exposés. J'implique également les étudiants, en créant des conflits cognitifs, et en les faisant voter à main levée. Je suis attentif au *processus* : la manière dont les échanges se déroulent, dans l'instant et dans le style relationnel de chacun. J'utilise beaucoup la verbalisation de ce qui se passe pour les étudiants dans l'apprentissage : ce qu'ils pensent, font ou ressentent [P32]. Les temps de formation et d'encadrement sont ainsi pour les étudiants comme pour moi, non pas des situations pour jouer à l'enseignant et à l'étudiant, mais des moments d'échanges entre personnes vivantes, qui ont un but concret et significatif au sens rogérien [?].

Première partie

Modèles pour la Biophotonique

Chapitre 1

Un modèle déformable hiérarchique 4D

« **O**BJETS ANIMÉS,
avez-vous donc une âme ? »

D’après Alphonse DE LAMARTINE (1790-1869)

1.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons le modèle déformable surfacique dédié au suivi $3D+t$ qui a été développé lors de la thèse d’Aassif Benassarou [1]. Nous présentons dans un premier temps les méthodes existantes pour l’analyse de données spatio-temporelles en biologie cellulaire, en les structurant en quatre classes. Certaines de ces méthodes sont issues de l’imagerie médicale ou du traitement des images vidéo.

Nous continuerons en présentant plus en détail les modèles déformables.

Nous présenterons alors le modèle déformable surfacique dédié à la reconstruction d’objets statiques que nous avons étendu pour prendre en compte les dimensions temporelles et hiérarchiques, le δ -snake [2]. Ce modèle possède plusieurs caractéristiques qui nous ont intéressés, comme sa gestion des changements de topologie, et qui se révèlent très utiles dans le cadre qui est le nôtre.

Nous décrirons les apports réalisés lors de la thèse d’Aassif BENASSAROU, qui ont pour effet de permettre une utilisation de l’approche des modèles déformables dans le cadre du suivi au cours du temps d’objets inclus les uns dans les autres, et de permettre également une manipulation interactive du modèle, même pendant la phase de reconstruction. L’originalité de ces apports a consisté à utiliser les spécificités de l’approche temporelle, choisir une dynamique d’évolution efficace, et mettre en place des structures de données pertinentes pour organiser l’information acquise au cours du temps.

1.2 Analyse de données temporelles en biologie cellulaire

Les approches de type **mise en correspondance sans segmentation** consistent à estimer les paramètres du mouvement d’un volume à l’autre à partir d’un ensemble dense d’attributs, comme l’intensité des voxels, au moyen de techniques de flot optique [3, 4, 5]. Ces techniques,

basées sur des systèmes d'équations différentielles, expriment la conservation d'un ensemble de propriétés liées au volume de données comme une fonction du temps. Dans cette catégorie se trouvent aussi les méthodes de mise en correspondance de blocs de données, utilisées principalement pour la vidéo [6, 7] ou pour le recalage d'images médicales [8, 9, 10]. Ces approches ont l'inconvénient d'être lourdes numériquement, puisqu'elles nécessitent des calculs de correspondance pour chaque voxel d'un volume, pour établir son déplacement dans le volume suivant. C'est pourquoi il est intéressant d'utiliser les informations connues au niveau des frontières des objets, plutôt qu'au niveau de leur intérieur : il s'agit de réaliser une segmentation des données.

On trouve ainsi les approches de type **segmentation 4D**, dans lesquelles l'ensemble des volumes au cours du temps est considéré comme un tout. Cette approche est bien adaptée au traitement d'images médicales dans lesquelles un seul objet est suivi, puisqu'il est possible d'intégrer la connaissance de la déformabilité de cet objet [11]. Cette méthode n'est pas transposable au cas de la segmentation d'objets multiples. Dans notre contexte applicatif, on choisira donc de segmenter chacun des volumes séparément.

Les approches de type **mise en correspondance de données segmentées** sont les plus courantes pour les applications biologiques de suivi de cellules, GERLICH *et al.* le rappellent dans leur tour d'horizon [12]. Une fois chacun des volumes segmentés, des paramètres de proximité, de vitesse, d'accélération, de forme ou d'intensité sont utilisés pour mettre en correspondance les objets dans les volumes successifs. Ces approches classiques se retrouvent aussi bien en vidéomicroscopie $2D+t$ [13, 14], qu'en microscopie confocale $3D+t$ [15]. Elles sont cependant limitées par la segmentation initiale des images d'une part, qui est effectuée sans tenir compte de la dimension temporelle des phénomènes, et qui peut créer de faux objets, ou bien ne pas identifier des objets existants. D'autre part, l'étape de mise en correspondance reste hasardeuse pour gérer les fusions et les divisions.

Le dernier type d'approche est l'emploi d'un **modèle déformable pour le suivi et la segmentation conjoints**. La modélisation des données suivies permet d'incorporer des informations sur la forme (paramétrisation de l'enveloppe externe des données) pour augmenter à la fois la fiabilité de la segmentation et celle du traitement des fusions et divisions. Présentons plus en détails les modèles déformables :

1.2.1 Modèles déformables

Introduits en 1986 par D. TERZOPOULOS [16], ces modèles se définissent comme des modèles pouvant, sous l'influence de critères d'optimisation, se déformer pour segmenter [17, 18, 19], reconstruire [20, 21], reconnaître [22] ou bien encore suivre [23, 24, 25] un objet contenu dans une image nD . Parce qu'ils sont à la fois fondamentalement dynamiques — au sens évolutif — et directement *connectables* aux données images pour contraindre l'évolution des modèles, ils procurent un véritable et puissant cadre d'étude au regard des images 4D [11, 26].

Si les modèles déformables constituent l'une des réponses apportées à la question du *tracking*, ils furent à l'origine conçus pour être utilisés dans le cadre de la segmentation d'images 2D [16, 27, 28]. Ils ont depuis trouvé bien d'autres usages. Demetri TERZOPOULOS [16] a été le premier à énoncer le principe de courbes géométriques (non nécessairement fermées) contraintes à des forces physiques dans un cadre lagrangien qui permettent l'extraction de contours dans des données issues de l'imagerie médicale.

C'est ensuite avec l'aide de Michael KASS et Andrew WITKIN [27] qu'il est parvenu au

concept plus évolué de *snake* dont la formulation a servi de base aux modèles apparus depuis. Un *snake*, tel que l'a énoncé TERZOPOULOS, est une courbe paramétrée :

$$\begin{aligned}\Omega &= [0, 1] \rightarrow \mathbb{R}^2 \\ s &\mapsto v(s) = (x(s), y(s))\end{aligned}$$

à cette courbe est associée l'équation suivante :

$$\mathcal{E}(v) = \mathcal{S}(v) + \mathcal{P}(v) \quad (1.1)$$

Dans cette équation, $\mathcal{E}$ peut être interprété comme l'énergie associée à la courbe et la forme finale du *snake* correspond en fait au minimum de $\mathcal{E}$. Le premier terme, $\mathcal{S}$, représente l'énergie interne du *snake* et a la forme suivante :

$$\mathcal{S}(v) = \int_0^1 k_1(s) \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right| + k_2(s) \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right| ds. \quad (1.2)$$

Deux scalaires, k_1 et k_2 , régissent ici l'énergie interne. Le paramètre k_1 définit la rigidité et la tension au sein de la structure, tandis que k_2 pondère sa courbure. Le second terme de l'équation (1.1) constitue quant à lui le lien entre le modèle et les données de l'image. Il est formulé comme suit :

$$\mathcal{P}(v) = \int_0^1 P(v(s)) ds \quad (1.3)$$

où P est un champ potentiel scalaire défini sur le même domaine que l'image I et tel que ses minima coïncident avec les caractéristiques que l'on souhaite extraire (arêtes, isopotentiels, etc.). Par exemple, un champ $P(v) = -|\nabla I(v)|^2$ peut s'avérer intéressant dans le cadre d'une extraction de contours : la courbe sera ici attirée par les minima locaux du potentiel, c'est-à-dire les maxima locaux du gradient, donc les arêtes.

Dès lors, tout v qui minimise $\mathcal{E}$ satisfait l'équation d'EULER-LAGRANGE suivante :

$$-\frac{\partial}{\partial s} \left(k_1 \frac{\partial v}{\partial s} \right) + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(k_2 \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) + \nabla P(v(s)) = 0. \quad (1.4)$$

Cette équation exprime la répartition des forces interne et externe lorsque la courbe a atteint une position de repos.

Pour résoudre ce problème de minimisation d'énergie, qui est *a priori* un problème statique, la solution qui est utilisée dans l'article de KASS *et al.* consiste à l'aborder de manière dynamique. Pour calculer les minima locaux de la fonction (1.1), les auteurs proposent de construire un système qui est gouverné par cette fonction et de permettre au système d'évoluer vers un équilibre. Cela conduit à un modèle déformable dynamique de cette forme :

$$\begin{aligned}\Omega &= [0, 1] \times \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}^2 \\ s, \quad t &\mapsto v(s, t) = (x(s, t), y(s, t))\end{aligned}$$

Si on associe à ce *snake* une densité de masse $\mu(s)$ et un coefficient de viscosité $\gamma(s)$, on obtient l'équation de mouvement de LAGRANGE suivante :

$$\mu \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} + \gamma \frac{\partial v}{\partial t} - \frac{\partial}{\partial s} \left(k_1 \frac{\partial v}{\partial s} \right) + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(k_2 \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) + \nabla P(v(s, t)) = 0. \quad (1.5)$$

Les solutions s'obtiennent alors via des algorithmes itératifs qui tendent à maximiser l'adéquation entre le modèle et les caractéristiques de l'image que l'on souhaite extraire par la minimisation de l'énergie du *snake*.

Depuis, de nombreux chercheurs ont travaillé sur des modèles plus ou moins proches du *snake* de Demetri TERZOPOULOS. Même si le principe reste identique pour toutes ces variantes, elles font chacune preuve d'originalités. Nous les répertorions selon des critères qui rejoignent la classification proposée lors de nos travaux de thèse [29](indiquée en gras).

1. le mode de représentation qui a été choisi (**représentation géométrique**) ;
2. l'évolution du modèle (**contrôle**) ;
3. les diverses forces et contraintes physiques qui sont appliquées (**déformation et déformabilité**) ;
4. les **caractéristiques de liaison modèle-données** ;

1.2.1.1 Représentation

La forme des objets reconstruits est définie explicitement (maillages, grilles, etc.), ou de manière implicite.

Approches explicites Les approches explicites constituent bien souvent des approches lagrangiennes dans le sens où elles sont formulées à l'aide de mouvements, de vitesses ou d'accélération. C'est ainsi le cas pour Laurent COHEN, qui emploie d'abord une méthode par différences finies [30] en 1991, puis une méthode par éléments finis [17] en 1993 pour résoudre l'équation (1.5).

En général, les forces mises en jeu sont locales aux sommets du modèle (les particules). Les interactions entre sommets voisins permettent de simuler un comportement de tension ou d'élasticité du modèle. Les forces issues de l'image sont aussi locales aux sommets, et sont le plus souvent calculées dans leur voisinage. Ces modèles permettent donc de définir les forces de manière explicite, notamment les forces externes qui peuvent être problématiques à définir comme des minima de potentiels. Le calcul explicite pose néanmoins le problème de l'instabilité numérique. Différentes méthodes peuvent être employées pour y faire face : pas de temps adaptatif, seuillage des forces appliquées (section 1.2.1.2). Ces modèles relient souvent les sommets entre eux afin de définir explicitement pour chaque sommet ses sommets voisins. Nous classons donc ces modèles selon l'existence et la variabilité de la structure induite.

On distingue généralement trois types de modèles suivant qu'il s'agisse de modèles non structurés, de modèles à structure fixe ou enfin de modèles à structure variable. Les premiers ont été développés surtout dans le domaine de l'animation pour la synthèse d'images [31]. Le principal défaut de ces modèles est qu'ils ne fournissent pas une description de la structure des objets, mais plutôt un échantillonnage de la forme ce qui les prête plus à des applications de visualisation. Les modèles à structure fixe utilisent généralement une maille de type masse-ressort. Le réseau ainsi constitué est fixe au cours du temps ce qui limite de fait ces modèles à n'approcher que des formes dont le genre topologique équivaut au modèle initial [32, 33]. Pour les modèles à structure variable, il s'agit d'augmenter la souplesse de représentation. Ils sont plus rares dans le contexte qui nous intéresse, car le modèle peut subir des déformations

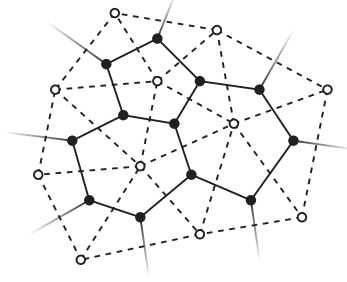


FIG. 1.1 – Maillage simplexe (en noir) et triangulation duale (en pointillés)

arbitraires : les modèles à structure variable doivent prédire les transformations topologiques à opérer sur leur structure afin de l'adapter au mieux aux variations de sa géométrie.

LEITNER [34], DELINGETTE [20, 21] et LACHAUD [35, 2, 36] ont chacun proposé un modèle visant à appréhender des formes complexes en modifiant la topologie de la maille de façon plus ou moins automatique (sections 1.2.1.2 et 1.3.2). Hervé DELINGETTE propose en 1994 une représentation par maillage simplexe. En trois dimensions, il utilise un maillage 2-simplexe à l'intérieur duquel chacun des sommets est connecté à exactement trois voisins. Jacques-Olivier LACHAUD, pour sa part, utilise dès 1996 une triangulation dynamique, soumise à de simples contraintes de distance. Il est intéressant de constater que les triangulations et les maillages simplexes sont deux modèles duaux (figure 1.1).

McINERNEY et TERZOPOULOS avec leur modèle de *T-snake* [37, 38, 39] discrétisent la surface qu'ils obtiennent à l'aide d'une décomposition en cellules simpliciale, à savoir dans $\mathbb{R}^3$, la triangulation de COXETER-FREUDENTHAL. Cette décomposition est obtenue en divisant l'espace en cubes uniformes puis en décomposant chaque cube en 6 tétraèdres. Leur modèle évolue ensuite via une re-paramétrisation itérative selon une politique de « feu de prairie ». L'inconvénient de ce type de méthode est les images doivent être décomposées en cellules affines dont la taille conditionne la qualité de la reconstruction.

Approches implicites Les approches implicites sont en général eulériennes. Dans ces modèles, l'évolution globale est à chaque fois déduite des évolutions locales qui interviennent dans des sous-volumes de l'espace.

L'approche implicite la plus fameuse dans le domaine de la segmentation est sans doute celle dite « par ensembles de niveau ». Ce sont Stanley OSHER et James SETHIAN [40] qui ont les premiers eu l'idée de travailler dans une dimension supérieure pour traiter le problème de la propagation de fronts. L'idée centrale de leurs travaux est de représenter un contour $\gamma(t)$ par l'ensemble de niveau $\{\psi = 0\}$ d'une fonction ψ .

En deux dimensions, supposons que le contour initial γ à $t = 0$ est un cercle dans le plan xy (figure 1.2a). Imaginons que ce cercle est l'ensemble de niveau $\{\psi = 0\}$ d'une surface initiale $z = \psi(x, y, t = 0)$ dans $\mathbb{R}^3$ (figure 1.2b). Il est possible de faire la correspondance entre la famille des courbes mobiles $\gamma(t)$ avec la famille des surfaces mobiles de telle manière que l'ensemble de niveau $\{\psi = 0\}$ donne toujours le contour qui se déplace (figures 1.2c et 1.2d).

La plupart des méthodes par ensemble de niveau utilisent la formule de HAMILTON-JACOBI :

$$\frac{\partial \psi}{\partial t} + F|\nabla \psi| = 0, \quad (1.6)$$

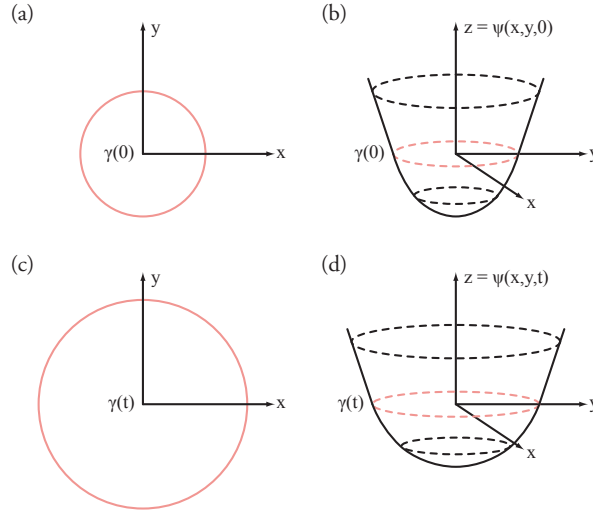


FIG. 1.2 – En 2D, Le contour γ est l'ensemble de niveau $\{\psi = 0\}$

où F est un champ de vitesse dépendant de la courbure locale de la courbe. Pour la segmentation, OSHER et SETHIAN suggèrent une vitesse $F = 1 - \varepsilon K$ qui est encouragée par des courbures locales négatives et, au contraire, pénalisée par des fortes courbures locales. Cette formulation reproduit alors le phénomène de lissage que l'on avait avec les *snakes*. Sous ces conditions, l'équation à résoudre devient :

$$\frac{\partial \psi}{\partial t} + |\nabla \psi| = \varepsilon K |\nabla \psi|. \quad (1.7)$$

De nombreux auteurs, comme CASELLES *et al.* [28], WHITAKER [41], MALLADI *et al.* [42, 43], TEK et KIMIA [18] ou YEZZI *et al.* [19], ont largement contribué à faire avancer la recherche dans ce domaine. D'autres approches implicites ont été tentées, comme celle de BARDINET *et al.* [44] qui ont utilisé des superquadriques en guise de représentation, ou celle de BITTAR *et al.* [45] qui ont préféré employer des surfaces implicites.

Un cas à part parmi les modèles implicites est celui de la « Peau implicite active pour l'habillage de modèles très déformables » développée par Mathieu DESBRUN et Marie-Paule CANI [31]. Dans leur modèle, dédié à l'origine à l'habillage de particules, ils échantillonnent une fonction implicite selon une grille tri-dimensionnelle. L'intérêt majeur de cette approche est que la polygonisation se trouve largement facilitée grâce à des relations de voisinage fixes. Par ailleurs, ils établissent certaines hypothèses simplificatrices qui leur permettent de limiter la zone de calcul du potentiel discret à une zone proche de la surface. Même si cette méthode provient directement du monde des surfaces implicites, son application à la segmentation 4D paraît plutôt triviale étant donné l'aspect « potentiel discret » sur lequel elle repose. Pourtant, cet aspect la limite aussi à des utilisations dans le cadre de recherche d'isopotentiels. Au final, elle ressemble en bien des points aux *marching cubes* de William E. LORENSEN et Harvey E. CLINE [46] et à l'*advanced marching cubes* de Paul BOURKE et Cory Gene BLOYD⁴ puisqu'il n'y a pas de réelle continuité entre les images. Cette approche est statique et il n'est en aucun

⁴<http://astronomy.swin.edu.au/pbourke/modelling/polygonise/>

cas question de minimisation d'énergie. La figure 1.3 présente le même objet reconstruit à différents niveaux de détail.

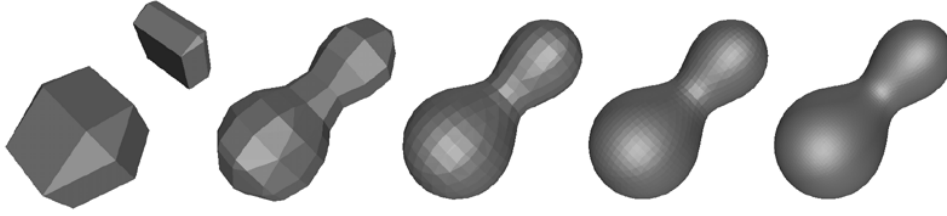


FIG. 1.3 – Exemple de maillages obtenus via les *marching cubes*

1.2.1.2 Évolution du modèle

Si le principe de la minimisation d'une énergie (équation 1.1) est un principe fondateur commun à tous modèles déformables, sa résolution effective peut prendre plusieurs formes selon que l'on considère un formalisme énergétique ou dynamique. D'un point de vue physique, la minimisation de l'énergie du système est ramenée à la dynamique d'un système sous l'action de forces et de contraintes. Certains auteurs préfèrent alors définir directement leur modèle sous la forme d'un ensemble d'éléments souvent apparentés à des particules liées entre elles par des forces et interagissant avec leur environnement.

Formulation énergétique Dans le cas d'un formalisme énergétique, il s'agit de résoudre les équations 1.2 et 1.3 (*i.e.* l'énergie d'interaction entre le modèle et l'image). Ce formalisme, basé sur la théorie de l'optimisation, conserve néanmoins un lien direct avec une interprétation physique du comportement du modèle déformable. Ainsi, dans l'équation 1.2, le terme de premier ordre va permettre d'agir sur la longueur des arêtes, son minimum influençant directement la rigidité et la tension de la surface, tandis que le terme de deuxième ordre agira sur sa courbure. Les méthodes d'optimisation d'une fonctionnelle f dépendent généralement du paramètre d'état du modèle et considèrent son gradient ∇f . Les algorithmes les plus fréquemment utilisés sont les algorithmes de descente de gradient, de NEWTON ou bien encore de LEVENBERG-MARQUARDT. Plus rarement, des méthodes stochastiques du type recuit simulé ou algorithmes génétiques peuvent être utilisées [47] pour minimiser f en procédant par une suite de recombinaisons des paramètres d'état. L'avantage de cette formulation tient dans la discrétisation des systèmes par des méthodes de différences ou d'éléments finis. Elles conduisent à des systèmes linéaires relativement faciles à traiter numériquement. L'inconvénient est la dépendance de l'énergie avec la paramétrisation : deux paramétrisations distinctes de la même forme conduisent à des énergies différentes, ce qui n'est naturellement pas souhaitable. Il est possible de corriger ces défauts. Plusieurs alternatives sont par exemple proposées et comparées dans [48]. Toutefois, les approches proposées ne sont pas implémentées et certaines d'entre elles semblent difficiles à mettre en œuvre.

Formulation dynamique La formulation énergétique décrite dans le paragraphe précédent peut être vue comme un problème stationnaire où la recherche de la forme optimale est effectuée grâce à des méthodes numériques classiques. Une autre façon de minimiser la fonction-

nelle d'énergie consiste souvent à résoudre le système suivant une approche dynamique [30, 17, 27, 36, 37] à l'aide des équations d'EULER-LAGRANGE. L'équation 1.1 s'interprète alors comme l'équation qui caractérise les positions d'équilibre d'un système mécanique soumis à un ensemble de forces. Pour le modèle de KASS et TERZOPOULOS par exemple, la position d'équilibre du modèle déformable est définie par l'équation 1.5. Partant d'une position initiale quelconque, la forme optimale est obtenue en laissant le modèle évoluer sous l'action de forces qui dérivent des différentes énergies. Le modèle déformable est donc vu comme une surface S_t dépendante du temps dont chaque point suit la loi d'évolution :

$$\frac{\partial x}{\partial t} = \mathcal{F}_{int} + \mathcal{F}_{ext} + \dots \quad (1.8)$$

Une fois le modèle discrétisé, les lois de NEWTON permettent de décrire le mouvement de chacun des sommets. Comme les forces mises en jeu sont le plus souvent conservatives, il est nécessaire d'introduire un terme dissipatif pour empêcher le modèle d'osciller autour de sa position d'équilibre. Le mouvement de chaque sommet suit alors l'équation différentielle :

$$m \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + \gamma \frac{\partial x}{\partial t} = \mathcal{F}_{int} + \mathcal{F}_{ext} + \dots \quad (1.9)$$

où m désigne la masse associée au sommet et γ un coefficient qui pondère la force de frottement visqueux utilisée pour dissiper l'énergie du modèle. Si cette approche, méthodologiquement plus élégante de par son formalisme physique, présente un intérêt notable pour qualifier la forme optimale, elle n'est pas cependant dénuée de défauts. En particulier, la forme du champ de potentiel où d'un éventuel champ de forces additionnel peut avoir une influence néfaste sur la stabilité du modèle : alors que des forces trop faibles deviennent négligeables devant les forces de régularisation, des forces trop importantes risquent de rendre le modèle instable. Suivant les auteurs, différentes approches sont envisagées pour s'affranchir de ces problèmes : KASS, WITKIN et TERZOPOULOS [27] adaptent manuellement le pas de temps utilisé dans la discrétisation des équations 1.8 et 1.9. COHEN et COHEN [17] proposent de normaliser la force de sorte que tous les points du modèle se déplacent à des vitesses comparables, ce qui rend le choix du pas de temps plus aisé. Enfin, LACHAUD [2, 36] utilise la méthode de RUNGE-KUTTA pour sa stabilité et montre qu'un ajustement approprié du coefficient de frottement dans l'équation 1.9 permet de stabiliser le système tout en conservant des temps de convergence raisonnables.

1.2.1.3 Forces et contraintes

De très nombreux travaux ont aussi été effectués dans la mise en œuvre de forces (externes ou internes) pouvant améliorer la qualité des résultats ou accélérer la convergence vers les solutions. Voici un panel de forces et de contraintes physiques que l'on peut rencontrer, externes dans un premier temps, internes dans un second.

Forces externes Les premières forces externes qui ont été formulées allaient toutes dans le sens de la recherche de contours. Ainsi, dans les articles de Demetri TERZOPOULOS [16], Laurent COHEN [30], Laurent COHEN et Isaac COHEN [17], il est question de forces externes dirigées par le gradient de l'image.

Cependant, certains ont spécifié des forces qui sont orientées vers la simple recherche d'isopotentiels. BOTTINO *et al.* [49] ainsi que RODRIAN et MOOCK [50] font usage dans les méthodes qu'ils énoncent de forces directement dépendantes de la distance à l'isosurface⁵ à reconstruire. Ces méthodes ont comme gros avantage de converger très rapidement sans réel coût supplémentaire puisqu'elles utilisent en général des cartes de distance pré-calculées (cartes de distances euclidiennes ou cartes de distances de chanfrein).

Enfin, MCINERNEY et TERZOPOULOS [25] proposent la mise en place de contraintes imposées par l'utilisateur. Leur approche permet, par exemple, à l'utilisateur de dessiner interactive-ment certaines frontières que le *snake* ne peut pas dépasser lors de son évolution. De manière similaire, leur approche autorise aussi de relier une partie jugée trop immobile du *snake* à un point d'ancrage virtuel vers lequel la courbe sera attirée (comme avec un ressort).

Forces internes Généralement, les forces internes rencontrées servent à contraindre l'évolution du modèle. Les contraintes de lissage, par exemple, évitent aux modèles de s'engouffrer dans de petites brèches dues à des imperfections dans les images. Ces contraintes imposent souvent des limites quant à la courbure locale des courbes ou des surfaces. C'est le cas chez TERZOPOULOS [16] bien sûr, mais aussi chez LACHAUD [2] ou chez DELINGETTE [20]. LACHAUD utilise une force élastique qui tend à rapprocher tout sommet du maillage de son δ -*snake* vers le barycentre de ses voisins. Le principal défaut de cette technique, utilisée aussi chez SZÉKELY [51], est qu'elle tend à faire s'effondrer le maillage en un point puisque elle correspond à un système masse-ressort où les ressorts seraient de longueur nulle. DELINGETTE se distingue ici puisque son maillage simplexe est exempt de ce problème, car il base son lissage sur une contrainte d'angle simplexe à ne pas dépasser.

Un autre genre de contrainte applicable concerne la symétrie des objets. TERZOPOULOS *et al.*, dans leurs articles de 1987 [22] et 1988 [23], proposent en effet un concept de force qui favorise la symétrie au sein des objets reconstruits.

Dans sa simulation de la respiration, Emmanuel PROMAYON [52] utilise pour sa part des contraintes sur le volume des cages thoraciques qu'il modélise par des maillages triangulaires. Le grand intérêt de son approche réside dans la facilité avec laquelle il obtient une approximation du volume de son maillage. Il exploite la formule de GREEN-OSTROGRADSKY pour obtenir la contribution de chaque facette au volume. Si F_k est la $k^{\text{ème}}$ face du maillage,

$$V(\mathbf{X}) = \frac{1}{6} \sum_k \left(\overrightarrow{OG_k} \cdot \vec{n}_k \right). \quad (1.10)$$

Il lui suffit alors d'incorporer un terme de pénalisation dans la dynamique de son modèle :

$$\frac{d\mathbf{X}}{dt}(t)_{\text{volume}} = \gamma \frac{(V_0 - V(t))}{V_0} \vec{n}(\mathbf{X}).$$

Enfin, on peut parler des forces de gonflage mises au point par Laurent COHEN [30, 17]. Ces forces ont été conçues après avoir constaté que, bien souvent, certains modèles déformables éprouvaient de la difficulté à atteindre leur position d'équilibre. Parfois, c'était parce qu'ils étaient trop éloignés de leur solution, parfois parce qu'ils l'avaient dépassée dès l'initialisation.

⁵ Pour une image I et un isopotentiel v , l'isosurface $\mathcal{S}(v)$ est définie par $\mathcal{S}(v) = \{(x, y, z) \in \mathcal{D}_I / I(x, y, z) = v\}$.

Cet artifice permet alors aux courbes et aux surfaces de croître ou de décroître même lorsqu'elles ne sont pas attirées par les caractéristiques de l'image. On parle dans ce cas de modèle « ballon ».

1.2.2 Discussion

Dans cette section, nous avons présenté des modèles variés, que ce soit dans leur formulation, leur structure, leur principe de déformation, ou leurs applications. La généralité des modèles déformables ainsi que leur formalisme de minimisation d'énergie correspondent à une manière très intuitive d'approcher les surfaces d'objets en évolution. Les modèles de mailles déformables notamment semblent être à cet égard les plus à même de répondre à nos besoins parce que plus souples vis-à-vis de leur forme finale tout en permettant d'adapter la topologie de leur maille aux déformations qu'ils subissent. Leur processus de segmentation est en revanche souvent moins fiable car il s'appuie sur une définition uniquement locale des forces issues de l'image.

Un modèle adapté aux problèmes de la segmentation, de la reconstruction et du suivi de structures géométriques résolues dans le temps à partir d'une série d'images tridimensionnelles doit posséder les qualités suivantes :

- gestion de formes arbitrairement complexes et des changements de topologie ;
- adéquation modèle / données intuitive et paramétrable ;
- interaction possible de l'utilisateur ;
- invariance vis-à-vis de l'initialisation.

Le modèle de référence satisfaisant l'ensemble de ces points que nous avons retenu est le modèle δ -snake de Jacques-Olivier LACHAUD et Annick MONTANVERT [2]. Nous présentons ses principales caractéristiques dans la section suivante avant d'en développer une extension aux problèmes spécifiques du suivi d'objets 3D dans le temps. Ces extensions portent notamment sur le formalisme énergétique, le développement hiérarchique du modèle et enfin son couplage avec une structure de graphe permettant de représenter à la fois le devenir des objets 3D ainsi que les événements topologiques pouvant survenir durant le suivi.

1.3 Présentation du δ -snake

Dans cette section, nous décrivons les principaux points du modèle élaboré par Jacques-Olivier LACHAUD et Annick MONTANVERT [2, 36]. Il s'agit d'un modèle déformable surfacique 3D qui peut changer de topologie au cours de son évolution. Il est basé sur un maillage triangulaire soumis à des règles de régularité et de non pénétrabilité. La spécificité majeure de ce modèle réside dans les trois règles de distance qui permettent d'assurer la cohérence de son maillage. Typiquement, ces règles permettent de détecter *a priori* toute situation proche d'un changement de topologie et, par conséquent, d'anticiper ce changement.

1.3.1 Contraintes géométriques

Les deux premières contraintes de distance s'appliquent à toute paire (u, v) de sommets voisins du maillage $\mathcal{M}$:

$$\delta < \|\vec{uv}\|, \quad (1.11)$$

$$\|\vec{uv}\| < \zeta * \delta. \quad (1.12)$$

Ces contraintes assurent respectivement une longueur d'arête minimale (contrainte 1.11) et une longueur maximale (contrainte 1.12) sur l'ensemble du maillage. Le paramètre δ représente directement la longueur minimale, tandis que ζ est une constante numérique tirée de l'implémentation originale de J.-O. LACHAUD. Tout comme lui, nous considérons $\zeta = 2,5$.

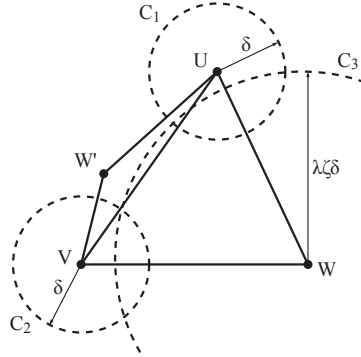


FIG. 1.4 – Règles de distance entre quatre sommets U , V , W et W'

Enfin, la troisième contrainte impose pour tout couple (u, v) de sommets non voisins du maillage $\mathcal{M}$:

$$\|\vec{uv}\| > \lambda * \zeta * \delta. \quad (1.13)$$

Celle-ci définit une distance minimale entre deux sommets non voisins et permet ainsi la prédiction de collisions entre deux morceaux de surface distincts grâce à un simple test de distance. Comme l'a démontré J.-O. LACHAUD, la constante numérique λ doit simplement être supérieure à $1/\sqrt{3}$ pour éviter que les facettes du maillage ne dégénèrent.

1.3.2 Transformations topologiques

Au cours de l'évolution du δ -snake, dès lors qu'une des trois contraintes n'est plus respectée, des opérateurs spécifiques peuvent être invoqués pour rectifier le maillage. Ces opérateurs peuvent être séparés en deux catégories :

D'une part, il y a les opérateurs eulériens qui préservent la topologie du maillage (ils n'altèrent pas la caractéristique d'EULER-POINCARÉ⁶ associée au maillage). Ils sont connus sous les noms de « fusion de sommets », « création de sommet » et « inversion d'arête ». L'opérateur de fusion permet de remédier aux situations dans lesquelles deux sommets deviennent trop

⁶ $\chi = s - t/2$, avec s le nombre de sommets du maillage et t le nombre de triangles.

proches (contrainte 1.11) en fusionnant les deux sommets mis en cause (figure 1.5a). L'opérateur de création, appelé dans le cas d'une arête trop longue (contrainte 1.12), résout les conflits en créant un sommet au milieu de l'arête incriminée (figure 1.5b). L'opérateur d'inversion d'arête intervient, lui aussi, dans le cas d'une arête trop longue mais de manière plus subtile.

D'autre part, il y a les opérateurs non eulériens qui, comme leur nom le laisse entendre, modifient la caractéristique d'EULER-POINCARÉ. Ils réalisent donc les changements de topologie et sont au nombre de deux : la « rupture annulaire » a lieu lorsqu'une partie du maillage, semblable à un tunnel, devient trop étroite et tend à s'effondrer (contrainte 1.11). Son rôle est alors de scinder le maillage en cet endroit (figure 1.5c) ; la « rupture axiale », quant à elle, est utilisée lorsque deux parties non connectées du maillage deviennent trop proches et s'apprêtent à entrer en collision (contrainte 1.13). Cet opérateur est alors chargé de souder les deux morceaux du maillage (figure 1.5d).

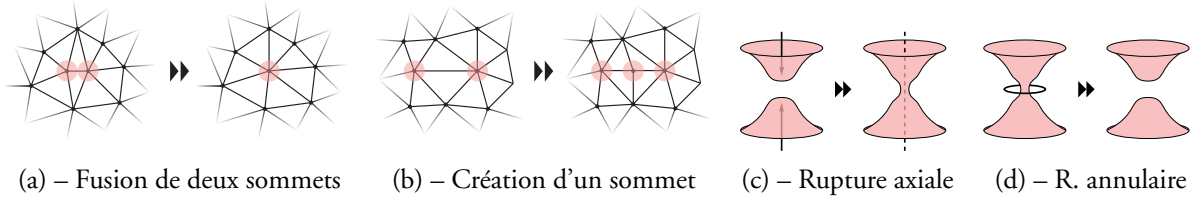


FIG. 1.5 – Opérateurs de normalisation eulériens (a, b) et non eulériens (c, d)

TAB. 1.1 – Table de décision pour le respect des contraintes 1.11 et 1.12

	$n(\mathbf{u}) = 3$ ou $n(\mathbf{v}) = 3$	$n(\mathbf{u}) > 3$ et $n(\mathbf{v}) > 3$
$d < \delta$	fusion*	fusion*
$\delta \leq d \leq 2,5 \delta$		inversion*
$2,5 \delta < d$	création	création*

d : distance entre les sommets $\mathbf{u}$ et $\mathbf{v}$.

d' : distance entre les sommets communs à $\mathbf{u}$ et $\mathbf{v}$.

$n(\mathbf{x})$: nombre de voisins du sommet $\mathbf{x}$.

fusion* : fonction FUSIONNEDEUXSOMMETS [2].

inversion* : inversion si $d' > 1,6 d$.

création* : création si $d' > 2 \delta$; inversion si $\delta \leq d' \leq 2 \delta$.

Les deux premières contraintes (1.11 et 1.12) peuvent être vérifiées — et appliquées — en parcourant chaque sommet $\mathbf{u}$ du maillage $\mathcal{M}$ et en considérant chaque voisin direct $\mathbf{v}$. La table 1.1 montre quelles sont les transformations nécessaires dans le cas du non respect de l'une ou l'autre de ces deux contraintes. La vérification de la troisième contrainte (1.13) est plus coûteuse puisqu'elle porte sur les couples de sommets non voisins. Elle nécessite une structure de données comparable à une grille (comme un *octree*) si l'on souhaite pouvoir détecter les éventuels conflits entre n sommets avec une complexité calculatoire inférieure à $O(n^2)$.

1.3.3 Dynamique et évolution

La spécificité du modèle de LACHAUD réside dans une mise à jour permanente de la topologie de ses sommets. La maille est assimilée à un système dynamique masse-ressort [32] doté de contraintes internes qui interagissent avec l'environnement. Les relations de voisinage entre sommets de la surface (topologie combinatoire) représentent des ressorts entre les sommets assimilés à des masses ponctuelles. Les contraintes exercées sur ces sommets permettent de régulariser le processus d'extraction des formes dans l'image. Elles représentent l'énergie interne du modèle qui se caractérise pour chaque sommet comme une force tendant à ramener ce sommet sur le plan tangent défini par ces voisins. Un second terme est adjoint à cette expression lorsque chaque sommet de la surface est physiquement relié à ses voisins par un ressort de raideur a et de longueur au repos r . Cette force suit aussi le principe de l'action/réaction. Pour une longueur de repos nulle, elle correspond à la force élastique des snakes [27] ou à la contrainte de forme de MILLER *et al.* [53] et, pour une position de repos non nulle, elle correspond à la force élastique du modèle de LEYMARIE et LEVINE [24]. La dynamique de chaque sommet peut alors s'exprimer sous la forme de l'équation 1.9 qui est par la suite résolue par différences finies. Quant à la méthode d'intégration mise en œuvre, LACHAUD opte pour le schéma de RUNGE-KUTTA qui donne des résultats plus précis que celui d'EULER.

1.3.4 Densité adaptative

Plus récemment, Benjamin TATON a travaillé sur un modèle déformable surfacique à densité adaptative [54, 55, 56]. Proposé comme une extension du δ -snake, ce modèle est basé lui aussi sur des règles de distance mais la métrique prise en compte est riemannienne et non euclidienne. Dans leur étude, la construction d'une telle métrique se fait en estimant localement la courbure dans l'image à segmenter et permet d'obtenir une densité du maillage plus élevée là où les détails sont plus nombreux (figure 1.6).

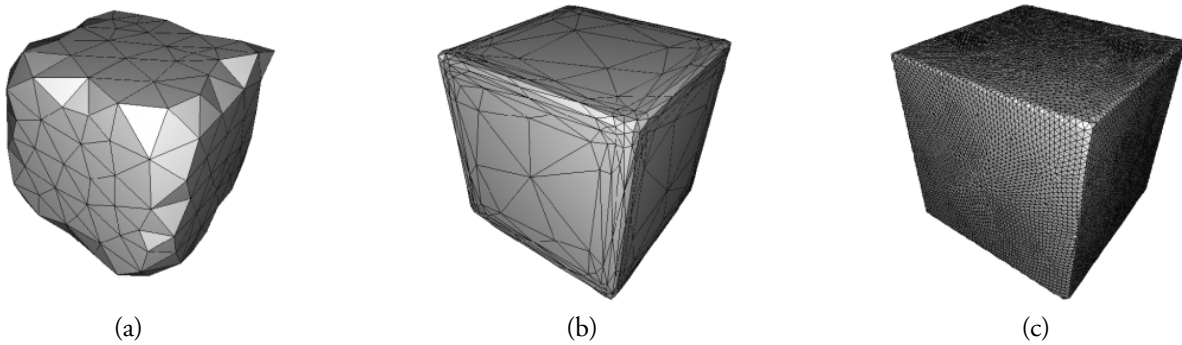


FIG. 1.6 – Densité faible (a) et élevée (c). Densité adaptative (b) [56].

1.4 Extensions du δ -snake pour le suivi 3D + t

Dans cette section, nous présentons les contributions apportées lors de la thèse d'Aassif Benassarou [1] au δ -snake pour suivre des objets déformables dans des séquences temporelles

d'images 3D (figure 1.7). Il s'agit de l'obtention du maillage initial, de la dynamique du modèle – à la fois du point de vue de la résolution numérique et des forces mises en jeu (contrainte de rigidité et contrainte hiérarchique) –, et de la structuration des informations dans un *graphe de suivi*.

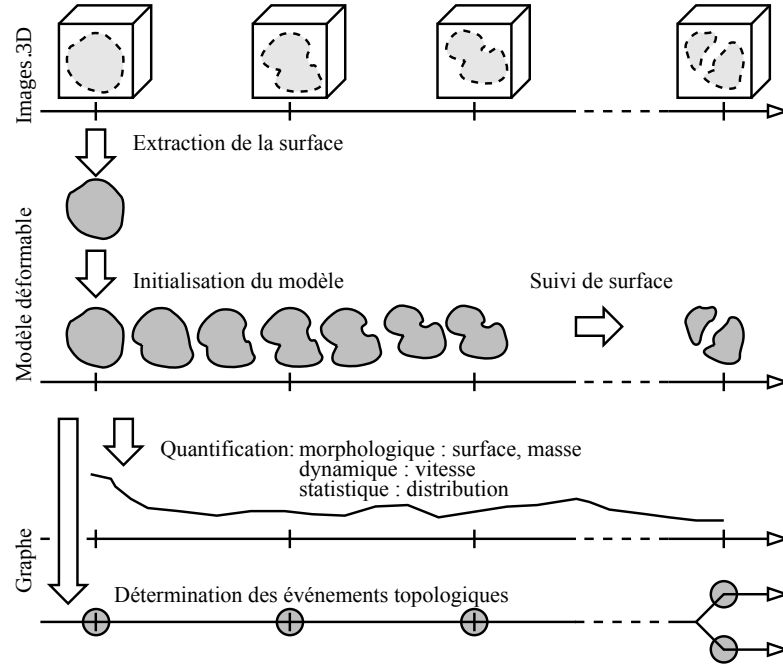


FIG. 1.7 – Fonctionnement général de notre système

1.4.1 Initialisation

L'initialisation du δ -snake peut s'effectuer selon diverses méthodes, semi-automatiques comme automatiques. Dans notre application, l'interactivité est essentielle, et elle ne peut être obtenue qu'en choisissant des stratégies appropriées tout au long de la chaîne de traitement. En particulier pour l'initialisation, même si la robustesse de notre modèle nous permettrait d'envisager par exemple de partir d'une surface englobant les objets à reconstruire, ou d'un ensemble de germes répartis dans le volume, ces choix seraient limitants au niveau du temps de calcul pour obtenir la segmentation des nouveaux objets. Nous avons donc opté pour une méthode utilisant comme état de référence un maillage obtenu par *marching cubes* [57, 46].

Le rapport signal sur bruit des images de microscopie confocale étant assez bon, le choix des seuils de caractérisation des surfaces d'intérêt est opéré par les biologistes. Dans les conditions de notre étude, la valeur du seuil varie selon les différentes acquisitions au cours du temps.

1.4.2 Evolution

À partir de sa forme de départ, le δ -snake converge vers la forme à atteindre dans l'image suivante au bout de quelques dizaines d'itérations. C'est ce principe, répété successivement entre les différentes images de la série, qui permet de reproduire la continuité des phénomènes

observés. Lorsque le δ -snake est associé à une image n et qu'il est assez proche de sa solution (critère de convergence), il suffit d'associer le modèle à l'image $n + 1$ pour qu'automatiquement l'équilibre des forces soit bouleversé (modification brutale de l'énergie externe) et que le modèle se mette naturellement à la recherche d'une nouvelle position de repos.

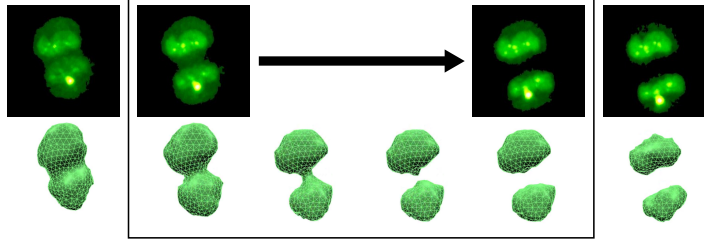


FIG. 1.8 – Principe du suivi par modèle déformable

1.4.3 Travaux relatifs à la dynamique

Le modèle déformable évolue suivant un schéma classique de minimisation d'énergie. Cette énergie est la composition de deux termes. Le premier appelé énergie externe est lié aux données 3D à reconstruire. Le second, l'énergie interne, est associée aux propriétés géométriques du modèle. L'expression locale de cette énergie s'établit pour chaque sommet $\mathbf{v}$ du maillage $\mathcal{M}_t$ sous la forme :

$$\mathcal{E}(\mathbf{v}) = \alpha * \mathcal{E}_{interne}(\mathbf{v}) + (1 - \alpha) * \mathcal{E}_{externe}(\mathbf{v}) \quad (1.14)$$

Le paramètre α permet de faire un compromis entre une surface plutôt influencée par les données de l'image à travers $\mathcal{E}_{externe}$, et une surface plutôt régulière déterminée par $\mathcal{E}_{interne}$. Il est empiriquement fixé à $\alpha = 1/3$.

L'énergie interne correspond à la tension de la surface. Elle se dérive en une force $\mathcal{F}_{interne}(\mathbf{v})$. Comme LACHAUD [2], nous avons choisi une force qui tend à ramener $\mathbf{v}$ vers le barycentre de ses voisins.

Nous exprimons l'énergie externe sous la forme d'un champ de pression algébrique (figure 1.9). Ce choix permet d'utiliser les valeurs d'intensité de l'image I , sans avoir à calculer leur gradient. Si l'on nomme $\vec{n}(\mathbf{v})$ le vecteur normal à un sommet $\mathbf{v}$ du maillage $\mathcal{M}_t$, on peut calculer la force locale qui dérive de cette énergie externe pour une isovaleur μ :

$$\forall \mathbf{v} \in \mathcal{M}_t, \quad \mathcal{F}_{locale}(\mathbf{v}) = (\mu - I(\mathbf{v})) * \vec{n}(\mathbf{v}), \quad 0 \leq \mu \leq 1 \quad (1.15)$$

1.4.3.1 Cadre quasi-statique

L'obtention d'une solution peut se faire dans un cadre dynamique, dont le formalisme nécessite des informations supplémentaires et requiert des calculs d'intégration numérique coûteux. La répartition de la masse, d'une part, et les efforts internes induisant le déplacement des objets, d'autre part, sont dans ce cas des paramètres utiles mais sur lesquels il est hasardeux de faire des hypothèses.

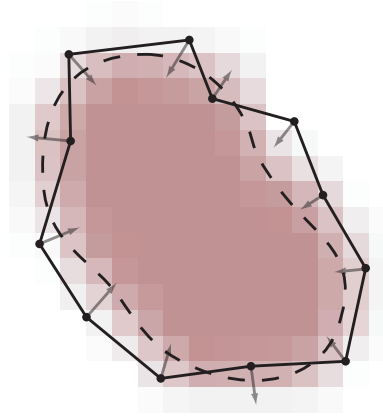


FIG. 1.9 – Champ de pression algébrique. Les forces calculées aux sommets tendent à déplacer ceux-ci en suivant la direction de la normale vers l'isosurface (en pointillés)

A l'instar de DELINGETTE [21], nous avons choisi de nous placer dans un cadre quasi-statique en limitant la vitesse d'évolution de la surface, et ainsi traduire directement l'équation (1.14) en termes de déplacements pour chaque sommet du maillage :

$$\Delta \mathbf{v} = \alpha \times \Delta \mathbf{v}_{interne} + (1 - \alpha) \times \Delta \mathbf{v}_{externe}. \quad (1.16)$$

Ce cadre a deux avantages. D'une part, il permet de s'abstraire de la nécessité d'obtenir des informations supplémentaires et, d'autre part, il permet d'utiliser une méthode itérative efficace de minimisation de l'énergie qui induit des temps de calcul compatibles avec la contrainte de l'interactivité.

L'application de ces déplacements mène à un nouvel état qui ne satisfait pas nécessairement les contraintes constitutives du δ -snake. Le maillage est donc régularisé en appliquant les opérateurs de normalisation eulériens et non eulériens présentés dans la section 1.3.2, avant de procéder au calcul de l'énergie de l'itération suivante, et ce jusqu'à la convergence du modèle.

Dans la suite de cette section, les propositions que nous faisons sont énoncées sous forme de forces bien qu'elles soient directement traduites en termes de déplacements.

1.4.3.2 Mouvements rigides

L'un des atouts des modèles hautement déformables devient un défaut possible dans le cadre du suivi. En effet, leur aptitude à se déformer pour mieux s'adapter aux contraintes auxquelles ils sont soumis les conduit parfois à se déformer fortement alors qu'une simple transformation rigide pourrait suffire (figure 1.10). L'idéal serait donc de pouvoir estimer cette transformation rigide pour chaque objet afin de pouvoir mieux les suivre en passant par des maillages probablement plus fidèles à la réalité physique. Cela permettrait aussi d'accélérer le processus en réduisant considérablement le nombre d'appels inutiles aux opérateurs de transformation topologique.

La détection de telles transformations peut se faire de deux façons :

- soit *en différé*, auquel cas il suffit de comparer les référentiels associés à chaque objet et de déterminer la transformation à effectuer pour aller de la position initiale à la position finale. Cela implique un traitement en plusieurs passes (deux au minimum) pour pouvoir passer d'une image à une autre.

- soit *en direct*, auquel cas il faut estimer les paramètres de la transformation rigide alors même que le modèle est en train de se déformer.

En nous basant uniquement sur les déplacements instantanés calculés à une itération donnée, nous avons remarqué que nous pouvions estimer les paramètres d’une translation globale à un objet. Pour cela, nous prenons en compte la résultante globale de ce champ de pression en considérant chaque composante connexe $\mathcal{C}$:

$$\forall \mathcal{C} \subset \mathcal{M}_t, \quad \mathcal{F}_{globale}(\mathcal{C}) = \frac{1}{Card(\mathcal{C})} \sum_{\mathbf{v} \in \mathcal{C}} \mathcal{F}_{locale}(\mathbf{v}). \quad (1.17)$$

La force externe est ainsi exprimée comme la combinaison linéaire de ces deux termes :

$$\forall \mathcal{C} \subset \mathcal{M}_t, \forall \mathbf{v} \in \mathcal{C}, \quad \mathcal{F}_{externe}(\mathbf{v}) = (1 - \rho) \times \mathcal{F}_{locale}(\mathbf{v}) + \rho \times \mathcal{F}_{globale}(\mathcal{C}), \quad 0 \leq \rho \leq 1 \quad (1.18)$$

Le premier terme correspond empiriquement à une déformation locale, et le second à une transformation rigide.

Au travers du réglage de la valeur de ρ , il est possible de régler la déformabilité du *δ-snake*. Plus ρ est grand, plus la transformation appliquée à l’objet est rigide. À l’extrême, quand $\rho = 1$, on se trouve dans une situation où tous les sommets de l’objet subissent exactement la même transformation. L’objet n’est plus déformé, il est seulement déplacé. Au contraire, lorsque $\rho = 0$, l’objet devient totalement libre de ses déformations et il n’y a plus aucune contrainte d’homogénéité. L’utilisation judicieuse de ce terme permet d’agir à la manière du mécanisme de lissage temporel proposé par MONTAGNAT et DELINGETTE [11].

Cette approche ne permet pas d’estimer correctement les paramètres de rotation. Autant il est possible de déterminer une translation moyenne à partir des déplacements locaux, autant il n’est pas possible de déduire une rotation cohérente à partir des mêmes déplacements tant ils sont hétérogènes. Nous proposons une solution originale pour contourner ce problème.

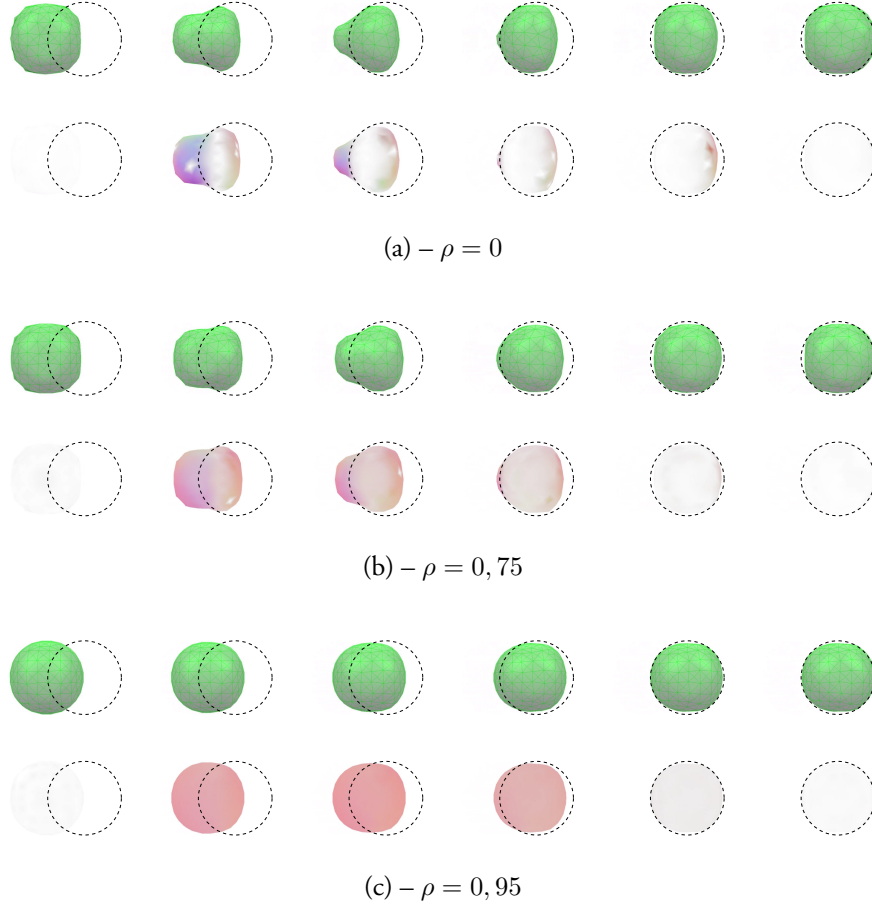
1.4.3.3 Approche hiérarchique du suivi

Afin d’améliorer la qualité de notre système de suivi, nous avons aussi mis au point une approche hiérarchique. Notre système offre la possibilité d’établir une hiérarchie entre plusieurs niveaux au sein d’une même image (par exemple : cellule, nucléole et spots fluorescents).

Tous les niveaux évoluent complètement, chacun leur tour, du plus élevé au moins élevé. Alors que le premier niveau évolue librement, les niveaux suivants mettent à profit les déplacements calculés aux niveaux supérieurs et leur évolution débute par une phase de prise en compte du mouvement du niveau précédent : chaque objet détecte l’objet du niveau supérieur le plus proche, et utilise le même déplacement pour initialiser son évolution. Le déplacement (translation, rotation et échelle) du niveau supérieur est extrait du graphe de suivi.

Ce procédé permet de conserver la trace de petits objets, habituellement perdue lors de trop importants mouvements. La figure 1.11 illustre sur un exemple de synthèse l’intérêt de cette approche hiérarchique. Une fois calculé, le déplacement de la sphère englobante est transmis au modèle surfacique reconstruisant la sphère intérieure, qui peut ainsi suivre l’évolution de celle-ci malgré l’importance de son déplacement par rapport à sa taille.

Cette étape pourrait également s’opérer avec un recalage des images successives, qui utiliserait par exemple la similarité des valeurs des voxels pour déterminer une transformation entre


FIG. 1.10 – Influence du paramètre ρ sur le suivi

deux images. Le recalage nécessiterait cependant un lissage de taille appropriée correspondant à la taille des objets du niveau considéré. Notre approche a de plus l'avantage intrinsèque fondamental de prendre en compte le mouvement de plusieurs objets, ce qui est précieux dans la série *mitose*, par exemple, où les deux cellules filles évoluent indépendamment après leur scission.

1.4.4 Graphe de suivi 4D

Le modèle déformable présenté permet de suivre l'évolution des objets présents dans une série d'images 3D. Lors de ce processus, nous pouvons extraire deux types d'informations : d'une part, les données quantitatives comme le maillage d'un objet, son volume ou d'autres descripteurs et d'autre part, l'information de filiation qui associe les objets présents à un instant donné à ceux qui sont présents au temps suivant. En conservant ces deux types de données dans un historique, nous pouvons interpréter les résultats dans l'ensemble de la chronologie.

Les phénomènes que nous détectons mettent en jeu des événements topologiques comme les fusions ou les scissions, la structure de l'historique de suivi ne peut donc pas être simplement linéaire. Il faut considérer les cas où un objet peut avoir plusieurs parents et/ou plusieurs enfants. Nous avons ainsi mis en place une structure de graphe à niveaux, direct et acyclique

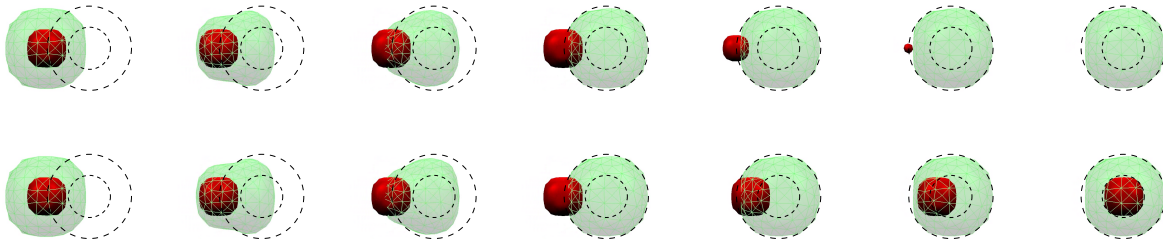


FIG. 1.11 – Suivi de deux sphères, l’une incluse dans l’autre. Sans suivi hiérarchique, la sphère intérieure est perdue (ligne du haut). Dans la série inférieure, le déplacement de la sphère englobante est transmis *a posteriori* à la sphère intérieure, qui retrouve sa position effective.

pour représenter le devenir des objets tout au long de leur évolution. Dans ce graphe, les niveaux représentent le temps : les nœuds d’un niveau t représentent les objets à cet instant t tandis que les arêtes symbolisent le devenir de chaque objet.

1.4.4.1 Quantification

Les données que nous stockons au sein des nœuds du graphe sont de natures variées. Pour chaque composante connexe du δ -snake, nous conservons les informations suivantes :

Identifiant Chaque nœud enregistre l’identifiant associé à la composante connexe qu’il représente. Notre version du δ -snake numérote les composantes connexes de son maillage et leur attribue à chacune un identifiant *id*. Ces composantes conservent le même identifiant tant qu’elle ne subissent pas de changement de topologie

Maillage Le maillage triangulaire associé à la composante permet par la suite de représenter les objets sans perte d’information. Nous conservons les sommets avec leurs normales et les derniers vecteurs force en date. Nous enregistrons l’information d’adjacence.

Surface L’aire du maillage est égale à la somme des aires de ses facettes.

Volume Grâce au théorème de GREEN-OSTROGRADSKY, nous sommes en mesure de calculer le volume de chaque objet en sommant les contributions des facettes (équation 1.10).

Temps Il s’agit de l’instant associé au nœud.

1.4.4.2 Événements topologiques

La détection des événements topologiques est une question stratégique car elle peut alourdir la charge de calculs si elle est accomplie *en plus* du suivi. Un avantage supplémentaire du δ -snake est qu’il réalise les transformations topologiques non eulériennes de manière active en faisant appel à des procédures dédiées, contrairement aux approches par ensembles de niveau où cela se fait de manière implicite. De ce fait, en effectuant quelques tests supplémentaires au sein même des opérateurs non eulériens du δ -snake, nous pouvons détecter les événements topologiques qui nous intéressent sans avoir à vérifier la configuration topologique des objets à chaque instant. Notre structure est maintenue à jour au cours des itérations du système et, comme sur la figure 1.12, elle évolue selon cinq types d’événements :

- l'**apparition** se produit systématiquement au démarrage du système pour tous les objets situés dans la zone d'intérêt puis, de temps à autre, lorsque des objets extérieurs pénètrent cette même zone,
- la **disparition** est la réciproque de la création ; elle survient lorsque les quatre derniers sommets d'un objet sont trop proches,
- la **scission** a lieu lorsque *deux* objets résultent d'une rupture annulaire. La rupture d'une anse d'un objet n'a aucun effet,
- la **fusion** est la réciproque de la scission ; elle survient lors de ruptures axiales. Il est à noter que les auto-collisions au sein d'une même composante connexe ne constituent pas des fusions,
- la **mise à jour** signifie qu'entre t et $t + 1$, l'objet conserve sa topologie, même s'il peut être déformé. Cet événement a lieu pour chaque objet lorsque le δ -snake atteint un état stable.

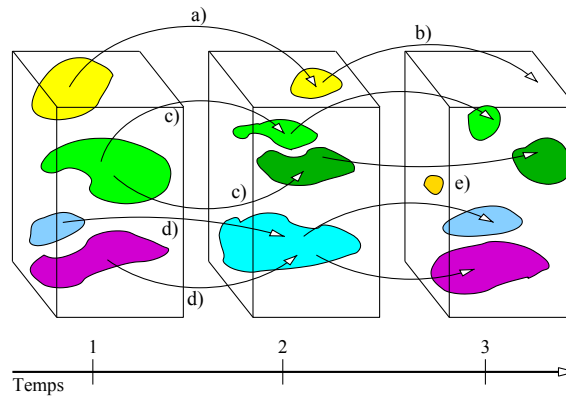


FIG. 1.12 – Classification des événements. (a) Mise à jour, (b) suppression, (c) scission, (d) fusion et (e) apparition

La gestion des événements découle directement de l'évolution du modèle, à l'exception du traitement des apparitions qui est effectué, comme l'initialisation, à l'aide des *marching cubes*.

1.5 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, nous avons montré comment nous sommes partis du δ -snake pour aboutir à un système élaboré capable de suivre une hiérarchie d'objets et de générer un graphe représentatif des phénomènes reconstitués.

En adaptant la dynamique du modèle au cadre quasi-statique, nous réduisons le coût du calcul des évolutions successives pour obtenir un modèle manipulable en temps interactif. De même, en intégrant la notion de transformation rigide et de hiérarchie au modèle déformable, nous avons diminué la quantité de calculs nécessaires tout en améliorant la qualité des maillages intermédiaires.

Chapitre 2

ReV4D : analyse et visualisation interactives d'objets 4D

« J^E VOIS [...] Que Monsieur a son avenir devant lui, et qu'il l'aura dans le dos chaque fois qu'il fera demi-tour »

Pierre DAC et Francis BLANCHE, *Le Sar Rabinranath Duval*

2.1 Introduction

La visualisation est centrale pour répondre aux besoins des biologistes de se représenter, décrire et montrer les phénomènes temporels qui se déroulent à l'intérieur des cellules vivantes. Or les travaux sur la visualisation opposent souvent la visualisation de l'information à la visualisation scientifique. Dans le premier cas, il s'agit de rendre intelligibles des données abstraites comme les cours de la bourse, en leur associant des attributs visuels (position, couleur, taille). Dans le second cas, il s'agit de présenter des données concrètes qui ont une représentation propre, comme l'écoulement de l'air autour d'une aile d'avion, par exemple.

Dans notre étude, nous visualisons des données issues d'images biomédicales, pour lesquelles nous avons extrait des données abstraites qui aident à caractériser l'évolution des objets contenus dans les images. Nous avons donc fait appel à des techniques et méthodes issues des deux types de visualisation.

Nous avons utilisé la visualisation sémantique [58] comme cadre théorique à nos développements, qui exploitent également les potentialités de l'interactivité dans la visualisation, et une application optimisée des techniques de rendu volumique 3D.

En effet, l'interactivité est centrale dans la visualisation de données complexes [59] comme dans les environnements de réalité virtuelle [60]. Elle permet d'affiner la représentation mentale qu'on se fait à partir de la représentation 3D informatique d'un phénomène, et d'ajuster cette représentation informatique, pour tester l'hypothèse cognitive de compréhension de ce phénomène (figure 2.1).

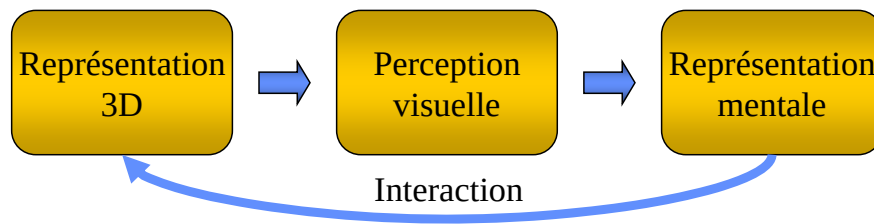


FIG. 2.1 – Un processus itératif permet d’ajuster la représentation informatique et la représentation mentale

2.2 Visualisation sémantique du graphe de suivi

Les modules que nous avons développés se répartissent en deux catégories. Les premiers d’entre eux constituent une réponse au besoin de visualiser l’information disponible à un instant t . Qu’il s’agisse d’observer l’évolution des objets alors même que le processus de suivi se déroule, ou qu’il soit question de revenir sur telle ou telle image de la série, ces techniques proposent une vision instantanée, donc partielle, du graphe. Les seconds sont plus élaborés en ce sens qu’ils considèrent le graphe dans son intégralité et élaborent des images en tenant compte des données aussi bien morphologiques que topologiques.

2.2.1 État de l’art

Dans le domaine de l’informatique graphique, la visualisation est souvent considérée comme la simple action de « mettre à l’écran » les résultats du traitement de données. Pourtant, la visualisation signifie d’abord « rendre visible » et elle consiste à construire des représentations graphiques à partir de données non nécessairement visuelles.

2.2.1.1 Propriétés perceptives

L’élaboration d’un processus de conversion de l’information en une représentation graphique nécessite des connaissances sur le système de perception visuelle et d’interprétation de l’être humain [61]. En cela, les domaines de la psychologie cognitive et de la graphique sont étroitement liés : le premier s’intéresse à l’étude des divers stimuli et facteurs intervenant dans notre perception de l’environnement tandis que le second définit des abstractions complexes à partir de propriétés perceptives et de règles.

En 1967, Jacques BERTIN a publié une étude sur la sémiologie graphique [62, 63] dans laquelle il décrit la graphique comme un langage basé sur la perception de différentes composantes comme la valeur, la forme, la taille, etc. En particulier, il énonce les quatre propriétés perceptives que BRULEY [64] résume :

Perception associative « Une composante est associative s’il est possible de regrouper visuellement tous les éléments graphiques indépendamment de la variation de cette composante. »

Perception sélective « Une composante est sélective si l’on peut distinguer *spontanément* les objets en fonction de cette composante. »

Perception ordonnée « Une composante est ordonnée si ses différentes variations peuvent être classées selon un ordre qui s'impose spontanément. »

Perception quantitative « Une composante est quantitative lorsque la différence de perception qui existe entre deux variations de la composante peut être exprimée par un rapport numérique (distance visuelle). »

Certaines caractéristiques graphiques sont perçues de manière pré-consciente : elles peuvent être reconnues en un clin d'œil, sans effort. C'est le cas par exemple d'un point rouge parmi un ensemble de points bleus. HEALEY *et al.* [65] listent les caractéristiques visibles par le système pré-conscient : orientation des lignes, longueur, largeur, taille, courbure, nombre, extrémité, intersection, fermeture, couleur (teinte), intensité, scintillement, direction de mouvement, brillance, profondeur stéréoscopique, indices de profondeur 3D et direction de l'éclairage. Mais le traitement ne peut être réalisé de manière pré-consciente que dans certaines conditions : on ne peut par exemple pas traiter ainsi plus de cinq à sept couleurs différentes.

2.2.1.2 Construction d'une représentation graphique

Selon la nature des données dont on dispose, Ben SHNEIDERMAN propose d'adopter différents points de vue [66], et Christophe BRULEY enrichit cette taxinomie [64]. Tout comme ce dernier, nous pensons que pour choisir un point de vue approprié sur l'ensemble de données il faut savoir répondre à la question suivante : « que souhaite faire l'utilisateur avec les données dont il dispose ? » Pour cela, il s'agit de procéder en trois temps :

- déterminer les attributs visibles depuis ce point de vue, autrement dit les attributs devant être perçus via la représentation graphique ;
- déterminer parmi ceux-ci les attributs pertinents pour l'accomplissement de la tâche ;
- organiser les données dans une structure particulière en fonction des attributs pertinents.

Construction 3D Notre système perceptif est si bien adapté à la représentation perspective qu'il opte pour une interprétation 3D même face à une représentation 2D. La figure 2.2 montre deux trapèzes isocèles identiques, qui sont interprétés comme une scène 3D, et donnent l'illusion d'une différence de taille.

Les moteurs de rendu 3D génèrent des images censées représenter une scène 3D vue sous un angle donné, celui de l'observateur. Lorsqu'ils sont dits réalistes, ces moteurs calculent des images vraisemblables pour l'œil humain grâce à de nombreuses techniques qui imitent les phénomènes naturels, comme l'éclairage, la profondeur de champ, le brouillard, l'ombrage, etc.

Il s'agit alors de trouver les métaphores qui faciliteront la perception et la représentation des informations, tout en étant compatibles avec un rendu interactif.

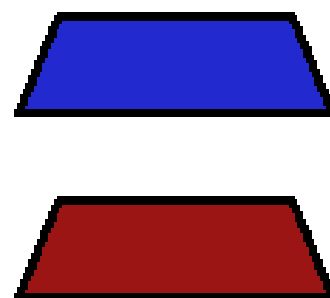


FIG. 2.2 – Les deux trapèzes sont identiques

Interactivité Un outil de visualisation ne se cantonne pas à produire des représentations graphiques statiques des données. L'utilisateur doit disposer de

divers degrés de liberté afin de manipuler la représentation et ainsi comprendre l'espace des informations. L'interaction se caractérise par deux formes différentes :

- Dans un premier cas, l'utilisateur agit sur les données en les modifiant grâce à l'interface de visualisation. L'utilisateur agit directement sur l'information, en sélectionnant par exemple les données qui lui apparaissent significatives.
- Dans un second cas, l'utilisateur agit sur la représentation dans le but d'appréhender la structure de l'information. Cette interaction se réduit à manipuler l'interface sans agir sur les données.

La combinaison de ces deux approches permet à l'utilisateur de s'approprier les données qu'il visualise. Il perçoit davantage le volume d'une scène s'il peut modifier l'angle de vue, de la même manière qu'il comprend mieux les données s'il peut intervenir dans le processus de visualisation.

2.2.2 Visualisation d'un instant donné

Il s'agit, comme lors d'un arrêt sur image dans une vidéo, de produire un instantané du déroulement de la séquence temporelle. Nous avons développé des modules pour montrer à l'utilisateur les informations connues à un moment précis dans la chronologie. Ces informations sont portées par les nœuds du graphe, et se basent sur les maillages et sur les données quantitatives.

2.2.2.1 Affichage des maillages

Outre les modes de rendu classiques, comme le rendu de GOURAUD [67], proposés par les bibliothèques graphiques comme OpenGL[®], nous proposons deux modes d'affichage utiles à notre contexte.

Boîtes englobantes Il s'agit de symboliser chaque objet par le dessin d'une primitive englobante. Cette primitive est dessinée en « fil de fer » (*wireframe* en anglais) afin de ne pas occulter le reste de la scène. Il peut s'agir de sphères, de parallélépipèdes ou de polyèdres plus complexes. Toutefois, l'approche des boîtes englobantes est préférable car elle offre un bon compromis entre légèreté et lisibilité. En effet, non seulement les boîtes comportent peu de faces mais en plus, elles rendent bien l'impression de profondeur. L'efficacité et la pertinence visuelle sont accentuées par le choix de calculer les boîtes dans le référentiel de la scène (figure 2.5), plutôt que de les orienter selon les axes principaux des objets.

Rendu des facettes Nous avons mis au point un mode de rendu non photoréaliste qui permet de mettre en évidence les forces qui s'appliquent en chaque sommet du modèle grâce à un affichage en fausses couleurs (figure 2.3). Pour tout maillage $\mathcal{M}$ issu du graphe de suivi, soient $\mathbf{v}$ un sommet de $\mathcal{M}$ et $\mathbf{f}$ le dernier vecteur force connu pour $\mathbf{v}$. Les équations permettant d'obtenir la couleur de $\mathbf{v}$ sont les suivantes :

$$\mathbf{c}_r = \frac{1}{2} + \frac{\mathbf{f}_x}{\delta}, \quad \mathbf{c}_v = \frac{1}{2} + \frac{\mathbf{f}_y}{\delta}, \quad \mathbf{c}_b = \frac{1}{2} + \frac{\mathbf{f}_z}{\delta}, \quad \mathbf{c}_\alpha = \frac{\|\mathbf{f}\|}{\delta}, \quad \text{avec } \|\mathbf{f}\| < \frac{\delta}{2}.$$

À l'inverse de la méthode, souvent employée pour les champs vectoriels [68], où les déplacements sont représentés par des flèches qui surchargent l'image, l'emploi d'une charte trichromique simplifie la lecture : les déplacements selon l'axe x sont perceptibles via la composante *rouge*, selon l'axe y via la composante *bleue* et selon l'axe z via la composante *verte* ; les faibles déplacements sont atténués grâce à l'utilisation du canal α (optionnel). D'autres modes de rendu peuvent être également explorés, en utilisant les textures, par exemple [69, 70].

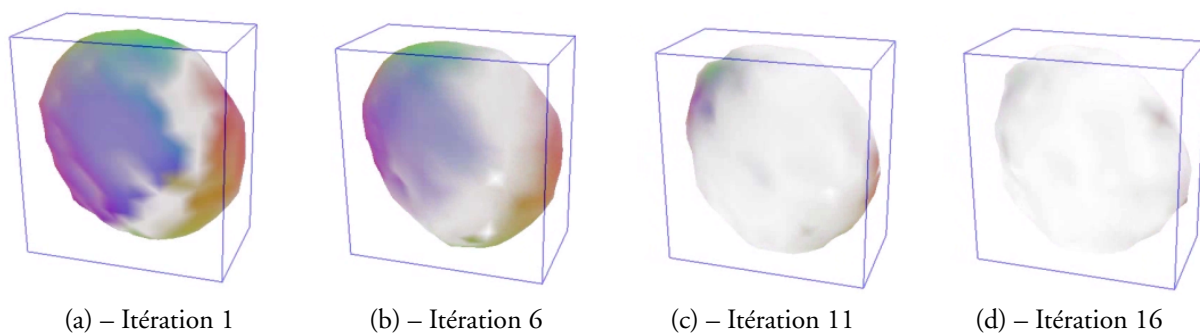
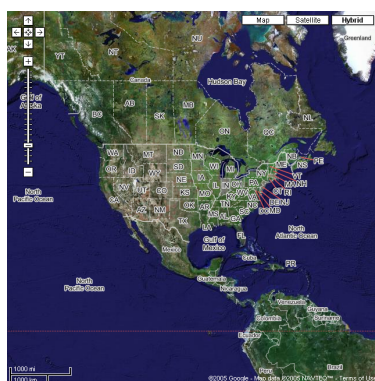


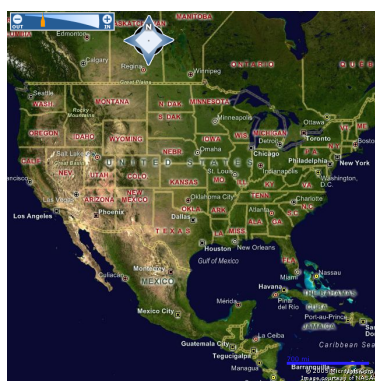
FIG. 2.3 – Rendu non photoréaliste des forces appliquées lors du suivi

2.2.2.2 Étiquettes quantitatives

Nous fournissons de plus la possibilité à l'utilisateur d'accéder directement à la valeur quantitative de données associées aux objets. C'est ainsi que nous avons placé des étiquettes indiquant le volume des objets au cours du temps. Le positionnement de celles-ci dans la scène a nécessité une attention particulière, car la clarté et la lisibilité de l'image en dépendent.



(a) – Google Maps



(b) – MSN Virtual Earth

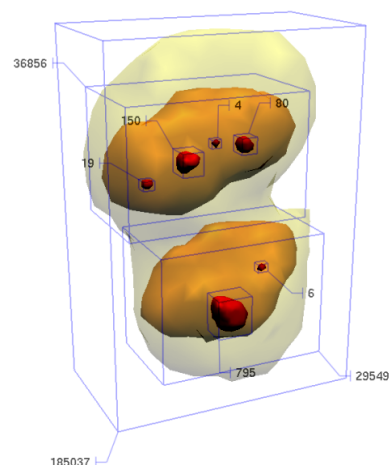


FIG. 2.5 – Boîtes englobantes, maillages ombrés et étiquettes

FIG. 2.4 – Étiquettes intégrées dans deux SIG grand public

Cette question fait l'objet de nombreux travaux car elle intéresse particulièrement les cartographes et les concepteurs de systèmes d'information géographique (figure 2.4). Entre autres,

Google Maps⁷, MSN Virtual Earth⁸ et World Wind⁹ sont confrontés au problème NP-difficile du placement des noms des pays, des villes, des cours d’eaux, etc. L’algorithme de référence, le « recuit simulé » (*simulated annealing*) [71] est une technique d’optimisation locale qui requiert de nombreuses itérations, menant à des temps de calculs incompatibles avec les contraintes de l’interactivité.

Nous avons ainsi mis au point une méthode simple de placement *centrifuge* des étiquettes, basée sur la constatation que les objets sont généralement concentrés dans une même zone. Cette heuristique réduit suffisamment le chevauchement des étiquettes en éloignant celles-ci de la zone dense. L’algorithme se base sur les boîtes englobantes des objets et calcule le positionnement des étiquettes en déterminant le meilleur point d’ancrage ainsi que la direction à suivre (figure 2.5).

2.2.2.3 Discussion

A partir de ce mode de représentation dans l’instant, l’utilisateur peut, en déplaçant le curseur du temps, recréer une séquence temporelle. À cet effet, nous avons intégré la bibliothèque FFmpeg¹⁰ à notre système dans le but de pouvoir enregistrer des séquences vidéo sous différents formats (MPEG1, MPEG2 ou AVI+XviD). Cette approche nécessitait cependant d’être complétée par un mode de représentation synthétique de l’ensemble de la séquence.

2.2.3 Visualisation synthétique

Pour visualiser l’ensemble de la séquence temporelle, nous avons mis au point quatre modes de représentation.

2.2.3.1 Schémas symboliques 2D

Une première idée est de représenter le graphe de suivi en 2D (figure 2.6). Mais cette représentation nécessite un niveau d’abstraction supplémentaire qui rend difficile la correspondance entre les nœuds du graphe représentés dans un plan et les objets de la scène 3D.

2.2.3.2 Trajectoires 3D

Présenter le graphe de suivi sous la forme de trajectoires constitue le moyen le plus naturel de le représenter, et permet de relier le graphe aux objets concernés, ainsi que de mettre en évidence les événements topologiques. Les trajectoires s’appuient sur les centres de masse des objets, approximés par le barycentre des sommets de la surface maillée. Pertinentes du point de vue de la visualisation, de par la riche élaboration que nous en proposons à travers les kymotracés, les trajectoires 3D fournissent de plus un support pour l’interactivité.

⁷<http://maps.google.com/>

⁸<http://virtualearth.msn.com/>

⁹<http://worldwind.arc.nasa.gov/>

¹⁰<http://ffmpeg.sourceforge.net/>

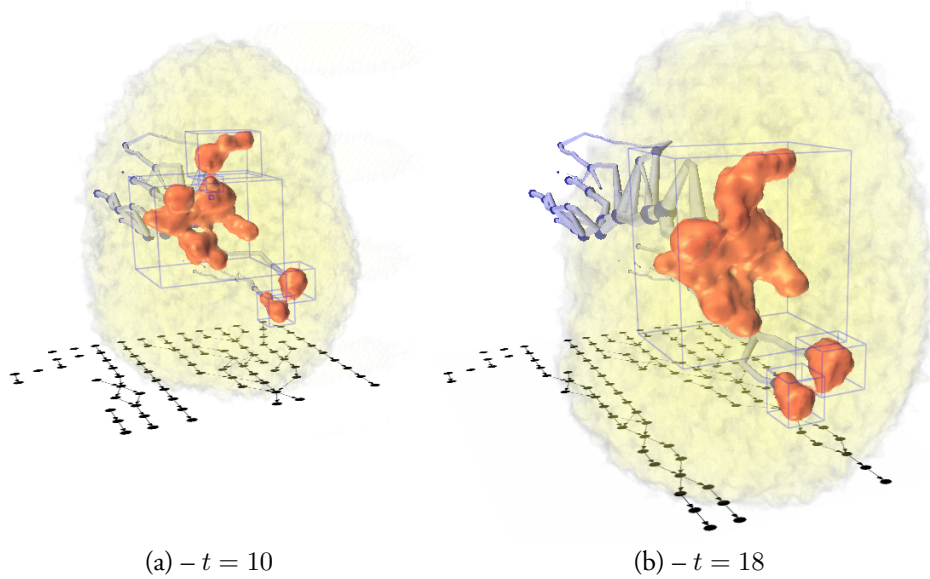


FIG. 2.6 – Symbolisation des trajectoires par un schéma 2D intégré dans la scène

Représentation spatiale du graphe A chaque niveau du graphe de suivi, chaque objet est affiché sous la forme d'un point et chaque arête est dessinée en reliant deux points provenant de deux niveaux successifs.

Nous avons amélioré la perception de la profondeur dans la scène en proposant un mode de dessin basé sur des primitives 3D. Des cylindres matérialisent les trajectoires, et des sphères matérialisent les nœuds dont le nombre de parents ou le nombre d'enfants est différent de un. Nous appelons ces nœuds spécifiques des Points Singuliers (figure 2.7). La réflexion (spéculaire et diffuse) de la lumière sur ces formes, alliée à la projection perspective, produit une impression de profondeur, sans nécessiter d'équipement spécifique de type lunettes stéréoscopiques.

Deux écueils apparaissent néanmoins avec cette famille de représentations : premièrement, les trajectoires sont difficilement lisibles dès lors qu'elles commencent à se chevaucher ; deuxièmement, il n'est pas évident de saisir la chronologie des événements sans une échelle temporelle.

Expression graphique de la dimension temporelle Afin de pallier ces deux inconvénients, nous avons étudié la question de l'intégration du temps dans la construction graphique. Une première approche consiste à colorer les nœuds et les arêtes en fonction de leur date. Cette méthode, employée par exemple par SHAV-TAL *et al.* [72], associe aux trajectoires une échelle de couleur et permet à l'utilisateur de suivre la chorégraphie de l'ensemble. Il peut comparer différentes trajectoires et faire correspondre des portions grâce à leur teinte commune. Par contre, ni les variations en valeur, ni les variations en teinte ne peuvent être mesurées avec précision et cette représentation ne permet pas de dater les événements avec précision. Une variante de cette approche consiste à utiliser la répétition successive de deux couleurs [73], qui permet de mieux se repérer dans le temps sur une trajectoire (figure 2.8), sans toutefois mettre en relation les objets les uns avec les autres dans le temps.

Aussi, nous avons mis en place un procédé baptisé « kymotrace », en référence au kymographe inventé en 1847 par l'Allemand Carl LUDWIG pour enregistrer les paramètres physiolo-

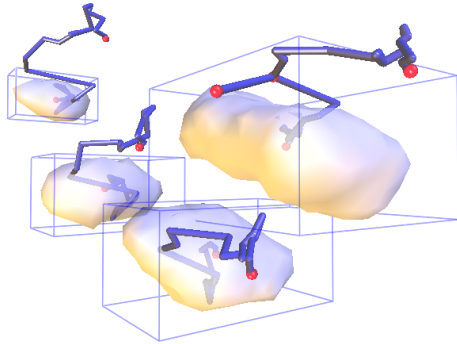


FIG. 2.7 – Trajectoires cylindriques avec mise en évidence des points singuliers

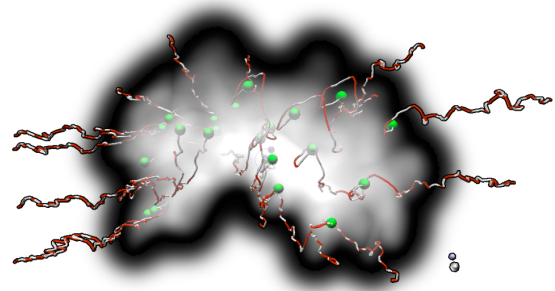


FIG. 2.8 – Matérialisation du temps par répétition d'un motif rouge-blanc [73]

giques comme les mouvements musculaires ou la pression artérielle au cours du temps. L'idée était d'utiliser un cylindre pour transcrire l'évolution des paramètres sur un diagramme 2D dans lequel le temps était représenté sur l'axe horizontal. Nous déroulons le temps en ajoutant l'échelle temporelle à une direction de l'espace [73]. Cette direction, nommée « vecteur unité de temps », est généralement choisie en fonction des caractéristiques de la série car elle a tendance à éclipser tout mouvement qui lui est colinéaire : une direction selon l'axe z dégrade la visibilité des translations selon ce même axe, par exemple. Par contre, cette technique fournit un référentiel temporel. À l'instar de frises chronologiques, elle permet de dater les nœuds des trajectoires et, par conséquent, de mieux interpréter l'ensemble. De plus, ce procédé permet de distinguer correctement des objets qui occupent le même lieu spatial à des instants différents.

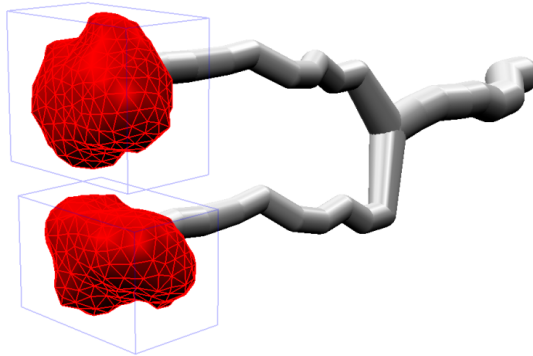


FIG. 2.9 – Kymotrace avec variation du rayon proportionnelle au volume

Variation des composantes visuelles Cet outil permet d'enrichir le graphe 4D en introduisant divers paramètres quantitatifs comme le volume, la surface ou la vitesse. Nous exploitons pour cela deux des quatre propriétés perceptives énoncées par Jacques BERTIN : la perception ordonnée et quantitative, en faisant varier le paramètre taille. Il s'agit de moduler le rayon des sphères associées aux nœuds en fonction du volume de l'objet représenté. Pour un objet de volume v , par exemple, nous dessinons une sphère de volume équivalent ($r = \sqrt[3]{v}$). Naturelle-

ment, les cylindres laissent place à des troncs de cône dont les rayons coïncident avec ceux de leurs sphères extrêmes (figure 2.9).

Groupes de trajectoires Les codes couleurs sont efficaces pour regrouper visuellement certains éléments : la couleur est l'une des composantes les plus sélectives. Nous avons intégré l'emploi des couleurs à un mécanisme interactif de sélection des branches des kymotracés.

Le terme « branche » désigne un chemin reliant deux nœuds singuliers dont les nœuds intermédiaires sont tous non-singuliers. Le mécanisme de *picking* intégré à OpenGL® nous permet de procurer aux utilisateurs le moyen de définir dynamiquement plusieurs groupes de branches. La procédure de sélection que nous avons mise en place a été étudiée du point de vue de l'ergonomie. Elle correspond à l'habitude des utilisateurs en combinant deux opérations classiques : le clic simple, tout d'abord, qui permet de distinguer une unique branche (figure 2.10a) ; la sélection par balayage, ensuite, qui considère toutes les branches comprises dans la zone rectangulaire définie à la souris (figure 2.10c). Il est alors possible d'ajouter des éléments à la sélection courante à l'aide d'un *modificateur*, la touche **CTRL**.

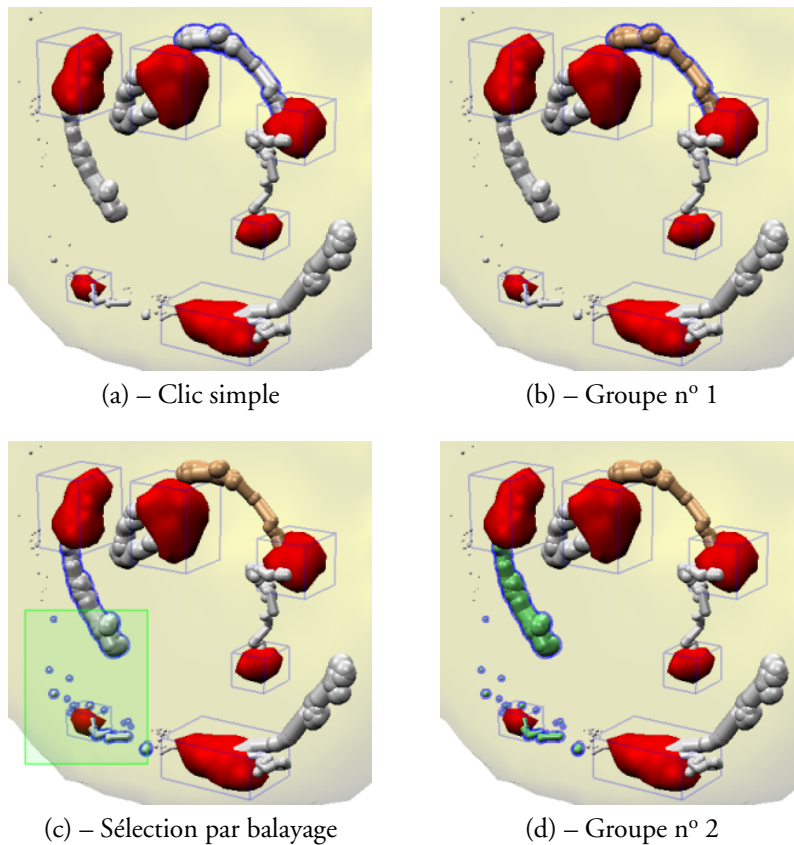


FIG. 2.10 – Définition de groupes de trajectoires par *picking*

Le groupement à proprement parler prend effet dès que l'utilisateur décide d'associer la sélection courante à un groupe (figures 2.10b et 2.10d). Il peut soit redéfinir complètement le groupe, soit ajouter la sélection à ce groupe (toujours à l'aide d'un modificateur). Réciproquement, il est aussi possible de soustraire la sélection à un groupe donné.

2.2.3.3 Chronophotographies

En 1882, Étienne-Jules MAREY inventa la chronophotographie, l'un des précurseurs du cinématographe. A l'aide d'un seul objectif, et avec des sujets clairs sur fond noir, une plaque photographique, exposée plusieurs fois par un obturateur rotatif, lui permit de capturer des séquences d'images, et de mener à bien, avec Georges DEMENÏ, une série d'études sur le mouvement animal et humain [74, 75] (figure 2.11).

Nous avons développé un mode de visualisation proche de cette méthode, que nous avons couplé avec la technique du *motion blur*. Il s'agit de pondérer l'opacité des maillages tracés en fonction de la distance temporelle, afin de focaliser l'attention sur un instant donné de la série en gommant progressivement les étapes antérieures (figure 2.12). En outre, il est intéressant de faire le parallèle entre cette technique d'emphase et les *fish-eye views* [76, 77], dont l'appellation fait allusion aux objectifs panoramiques employés en photographie. Comme ces objectifs qui exagèrent la taille des objets situés au centre de l'image, les *fish-eye views* favorisent visuellement (en augmentant la taille ou la netteté) la zone d'intérêt d'une représentation graphique.

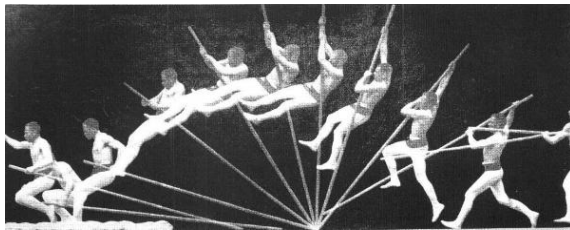


FIG. 2.11 – Saut en longueur au moyen d'une perche (Georges DEMENÏ, 1890)

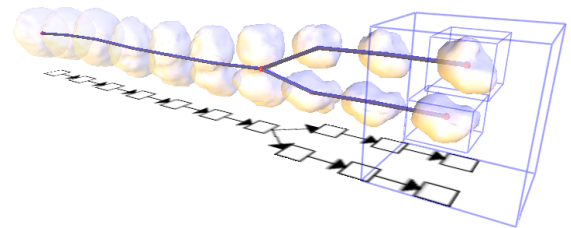


FIG. 2.12 – Chronophotographie virtuelle, associée au *motion blur*

Notons que le décalage spatial entre deux volumes est volontairement accentué pour accroître la lisibilité des images. Sans cela le chevauchement entre les maillages est trop important et gêne l'interprétation de la scène. Cette gêne n'est pas manifeste lorsque les objets sont simples et bidimensionnels, comme dans les animations générées par Gapminder¹¹, dans lesquelles les disques d'information se superposent (figure 2.13).

2.2.3.4 Quantification et graphiques

En complément de ces outils de visualisation nous affichons également les données quantitatives sous la forme classique de graphiques.

Ici, les données sont extraites des nœuds du graphe en fonction de leur appartenance à un même groupe. Selon leur nature, les données groupées peuvent être combinées de différentes façons : à partir de scalaires comme le volume, la vitesse ou les coordonnées, nous pouvons estimer la moyenne ou l'écart-type ; à partir de boîtes englobantes, nous pouvons calculer le volume occupé par l'union de ces boîtes, etc. L'utilisateur peut afficher les résultats directement en superposition à la scène 3D (figure 2.14), et les exporter sous un format numérique à destination d'un tableur (figure 2.15).

¹¹<http://gapminder.org>

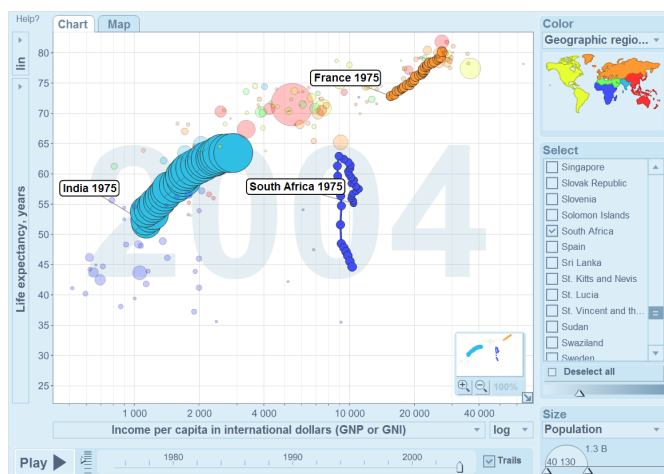


FIG. 2.13 – 30 ans d'évolution du monde, présentés sous Gapminder®

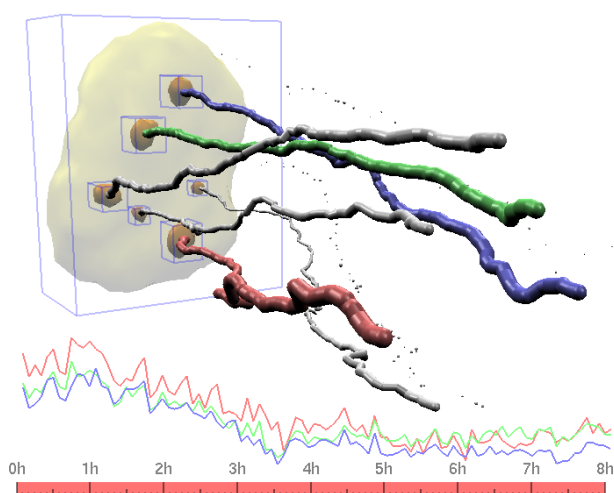


FIG. 2.14 – Graphique intégré à notre système

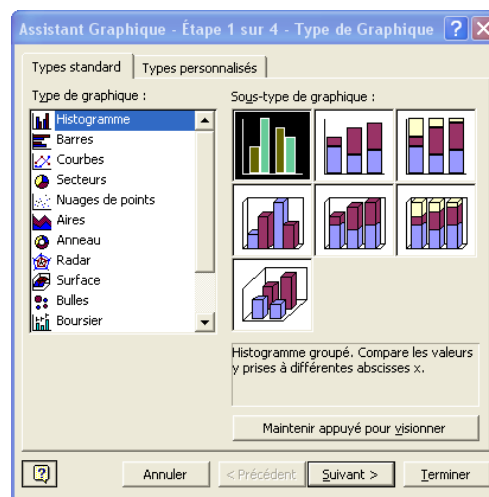


FIG. 2.15 – Graphiques Excel

2.2.4 Conclusion

Avec sa large panoplie de modes de visualisation, notre système offre aux utilisateurs tous les outils indispensables à l'exploitation optimale des données dont ils disposent. Nous avons présenté six familles de représentations, deux statiques et quatre dynamiques, dont les paramètres confèrent une large liberté de manœuvre. En manipulant interactivement le graphe de suivi généré par notre modèle, l'utilisateur est libre de choisir à la fois les éléments qu'il souhaite voir exprimés et la manière dont ils le sont. Ces manipulations peuvent aussi bien se dérouler pendant le processus de *tracking* qu'*a posteriori*.

2.3 Visualisation volumique

Parallèlement à la visualisation du graphe de suivi, il est important de pouvoir observer les images 3D au fur et à mesure que le système évolue. En effet, le graphe ne représente qu'une partie de l'information, qui a été extraite des données. La validation de la pertinence de cette extraction passe par la représentation de ces données dans leur contexte complet. Nous avons donc travaillé sur un module de rendu volumique qui permet d'immerger visuellement les résultats de la segmentation dans les données desquelles ils sont issus. Outre ses qualités visuelles, on attend d'un tel module qu'il fournisse une réelle interactivité, tant au niveau des réglages possibles, qu'au niveau de la rapidité du rendu.

Avec l'avènement des processeurs graphiques (ou GPU - *Graphics processing unit*), des méthodes de rendu accéléré de données volumiques ont fait leur apparition [78, 79, 80, 81, 82]. Nous présenterons celle qui est la plus efficace à ce jour, l'affichage de coupes texturées par une textures 3D, pour laquelle nous avons proposé une optimisation [83] qui diminue largement la quantité de calculs encore réalisés sur le processeur central.

2.3.1 Affichage de coupes dans une texture 3D

Le cœur de l'algorithme consiste à calculer l'intersection entre une texture 3D correspondant au volume à visualiser et un certain nombre de plans successifs, parallèles au plan de l'image [81]. Le processeur graphique est utilisé pour interpoler les coordonnées de texture 3D des sommets des polygones correspondant à ces intersections, et pour texturer ces polygones par interpolation trilinéaire dans le volume. Les valeurs finales des pixels sont obtenues par *alpha blending* [84], le mélange des couleurs pondéré par un coefficient d'opacité (figure 2.16).

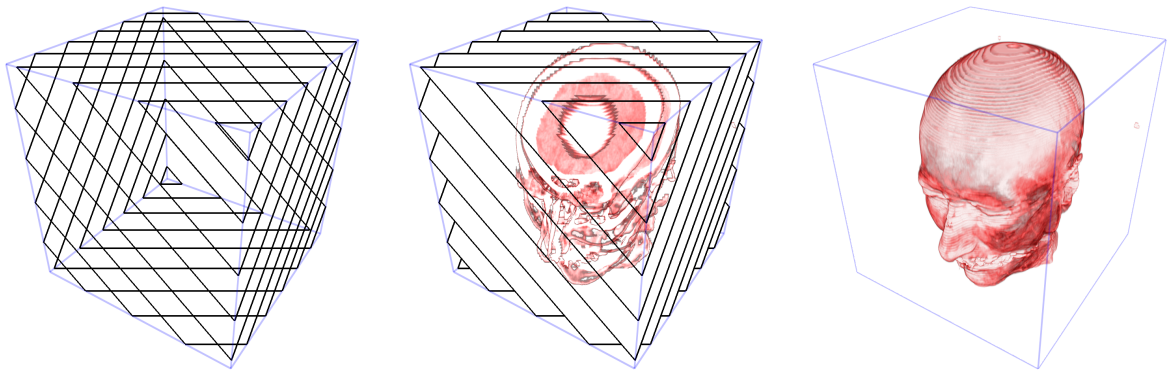


FIG. 2.16 – Coupes libres nécessitant une seule texture 3D

2.3.1.1 Fonctions de transfert

Ces fonctions associent des propriétés de couleurs et d'opacité (RGBA) aux niveaux de gris d'une image et leur gestion s'est améliorée avec les évolutions du matériel.

Bien qu'il soit très pratique de pouvoir modifier dynamiquement le nombre de coupes texturées pour obtenir un rendu soit plus rapide, soit de meilleure qualité, il faut avoir conscience

de l'effet négatif que peut avoir ce changement vis-à-vis de la fonction de transfert. En effet, à opacité locale égale, une accumulation de n tranches sera nécessairement moins opaque qu'une accumulation de $2n$ tranches. Dans ce cas, il est utile de compenser cette variation de la fréquence d'échantillonnage par une variation de l'opacité des voxels. Comme le démontre LACROUTE [85], il est possible de corriger la couleur associée à chaque niveau d'intensité à partir de l'opacité de référence α_0 et du ratio $\Delta t / \Delta t_0$:

$$\alpha = 1 - (1 - \alpha_0)^{\frac{\Delta t}{\Delta t_0}}.$$

2.3.1.2 Calcul des polygones d'intersection

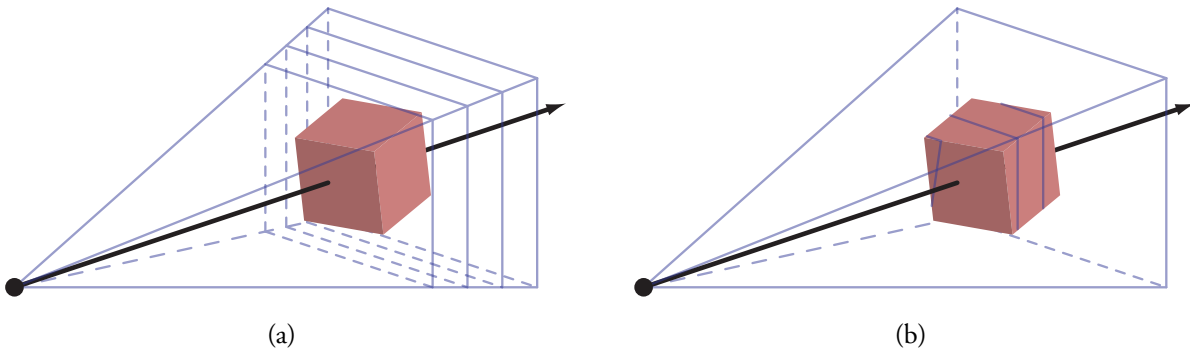


FIG. 2.17 – Rectangles englobants *vs.* polygones exacts

L'étape de la définition des coupes peut se faire soit en spécifiant des rectangles englobants (figure 2.17a), soit en exprimant les polygones d'intersection exacts (figure 2.17b). La première solution a le mérite d'être très directe et de nécessiter peu de calculs. La seconde, plus complexe, nécessite de calculer tous les points d'intersection et de définir le polygone à partir de ces points. Pourtant, cette approche s'avère plus rapide car elle minimise la quantité de calculs effectués par le GPU en lui évitant de traiter des fragments situés hors du volume de données. L'approche suivie par KNISS *et al.* [86] est celle du « pseudo angle » :

1. Transformer les coordonnées des sommets de la boîte englobante du volume en considérant le repère de la caméra.
2. Rechercher les coordonnées z minimale et maximale parmi celles des sommets transformés.
3. Pour chaque plan de coupe, de l'arrière vers l'avant :
 - (a) Rechercher les points d'intersection entre le plan et chacune des 12 arêtes de la boîte englobante.
 - (b) Calculer l'isobarycentre du nuage de points obtenus et organiser les sommets du polygone dans le sens des aiguilles d'une montre en comparant leurs angles [87, 88].
 - (c) Générer le polygone d'intersection à partir de la liste triée.

Malheureusement, cet algorithme est tributaire de l'ordonnancement des sommets du polygone. À l'inverse, la méthode que nous proposons fournit des séquences de sommets déjà triées que nous pouvons exploiter telles quelles et dessiner à l'aide des fonctions OpenGL®.

2.3.2 Découpage MC-accéléré

Nous proposons un algorithme de découpage plus performant que celui employé dans la plupart des moteurs de rendu volumique, comme « Simian » [86, 89].

Après un bref rappel de la technique qui nous a inspirés, celle des *marching cubes*, je décris ici la méthode originale que nous avons développée dans le but de diminuer les temps de calcul imputables à la génération des coupes, et que nous avons publiée dans [83].

2.3.2.1 La technique des *marching cubes*

L'algorithme original des *marching cubes* (MC) est capable de construire un maillage triangulaire à partir d'un champ scalaire 3D (isosurface, surface implicite) grâce à des approximations locales. Il parcourt les cubes issus de la subdivision du parallélépipède d'intérêt et détermine les polygones à générer en évaluant un prédicat donné (comme $I(x, y, z) < \text{seuil}$) à chacun des huit coins de chaque cube. Ces huit tests peuvent aboutir à 256 configurations différentes pour lesquelles les solutions sont pré-calculées et stockées dans une table. Dans l'implémentation originale, chaque entrée de cette table contient une série de triplets et chaque triplet contient trois identifiants. Ces identifiants désignent des arêtes touchées par la surface et un triplet d'identifiants permet de générer un triangle en interpolant les trois points d'intersection le long des trois arêtes désignées.

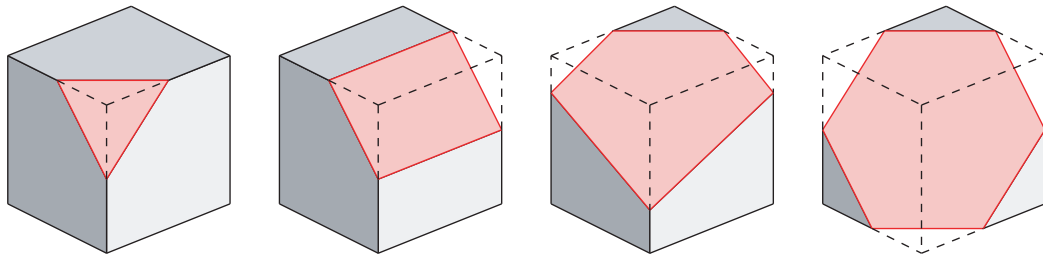


FIG. 2.18 – Polygones d'intersection : triangle, quadrilatère, pentagone et hexagone

2.3.2.2 Optimisations propres au cas de l'intersection cube / plan

Notre algorithme est consacré à un type de surface singulier et à un unique cube. La surface en question est un plan, parallèle à l'écran, et le cube représente la boîte englobante de l'image 3D (à une matrice d'échelle près). Le prédicat que nous testons à chaque coin du cube unitaire est défini comme suit : « ce coin est-il plus lointain que le plan de coupe ? ». Comme le montre la figure 2.18, lorsque l'intersection n'est pas nulle (aucun sommet), il s'agit soit d'un triangle (3 sommets), d'un quadrilatère (4), d'un pentagone (5) ou d'un hexagone (6). Ainsi, puisqu'il n'y a jamais plus d'une composante connexe, les 256 surfaces peuvent être pré-calculées directement sous la forme de polygones convexes plutôt que d'ensembles de triangles.

2.3.3 Résultats

Pour réaliser un banc d'essai le plus objectif possible, nous avons implémenté l'approche habituelle du *pseudo angle* (section 2.3.1.2). Nous avons aussi développé une solution dérivée de

l'algorithme des *marching tetrahedra* (MT). Alors que la version MC opère directement sur un cube, la version MT décompose le même cube en six tétraèdres et calcule l'intersection entre le plan de coupe et chaque tétraèdre. L'algorithme en lui-même est plus simple puisqu'il produit moins de configurations (16 au lieu de 256) et moins de types de polygone (triangle ou quadrilatère uniquement). Dans leur version originale, les *marching tetrahedra* sont appréciés pour la qualité des maillages qu'ils produisent, dépourvus de toutes les ambiguïtés possibles avec les *marching cubes*. Néanmoins, la décomposition simpliciale implique davantage de primitives OpenGL® car elle entraîne le calcul de six intersections au lieu d'une seule. Étant donné qu'il ne peut y avoir la moindre ambiguïté lors du calcul de l'intersection entre un plan et un cube, nous considérons que les calculs supplémentaires ne sont pas rentables.

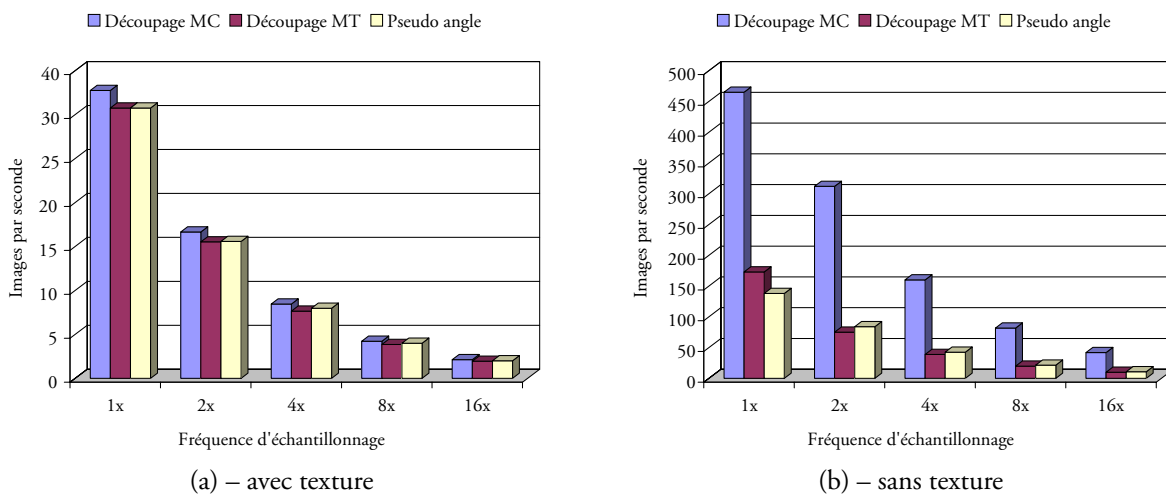


FIG. 2.19 – Comparaison entre trois algorithmes de découpage

La figure 2.19 présente le récapitulatif des tests que nous avons effectués pour comparer les trois méthodes discutées. Les performances ont été mesurées sur une plate-forme Linux équipée d'un microprocesseur Athlon™ XP 2200+ et d'une carte graphique GeForce™ 4 Ti4200. Lors de chaque série de mesure, la même image 3D était visualisée à l'intérieur d'une fenêtre de 512×512 pixels. Le volume utilisé (données tomographiques de dimensions $512 \times 512 \times 106$) est illustré sur la figure 2.16. Nous avons évalué chaque algorithme cinq fois, à cinq fréquences d'échantillonnage différentes : $1\times$, $2\times$, $4\times$, $8\times$ et $16\times$ (distance entre les coupes divisée par 16). Tandis que la figure 2.19a présente les performances obtenues lors de cycles complets (texture activée), la figure 2.19b rend compte uniquement des calculs pris en charge par le CPU (texture désactivée). Sur ce dernier, nous constatons que notre méthode dépasse les autres dès $1\times$ avec un rapport de 3 pour 1. Le réel impact peut être perçu avec des fréquences plus élevées : de $4\times$ à $16\times$, le découpage MC effectue le même découpage que les deux autres techniques approximativement quatre à cinq fois plus vite. L'amélioration principale dans les performances observées est essentiellement due à la simplicité de l'algorithme. Comme les *marching cubes* originaux, notre méthode doit son efficacité au pré-calcul d'une table de 2 Kilo-octets.

2.3.4 Conclusion

Le découpage MC-accéléré présente deux atouts majeurs : cet algorithme calcule les surfaces d'intersection sans décomposer le cube en tétraèdres ; il génère des séquences de sommets correctement ordonnés. Ces avantages nous permettent de diminuer la charge CPU et d'accéder à des fréquences d'affichage plus élevées.

2.4 Conclusion du chapitre

Nous avons présenté les divers modules interactifs que nous avons élaborés pour accompagner l'utilisateur et lui permettre d'interpréter ses images 4D dans leur ensemble. La visualisation volumique permet de combiner dans une même image le graphe qui résulte du processus de *tracking* des objets et les données 3D originales. L'utilisateur peut ainsi confirmer la justesse de la reconstruction ou, le cas échéant, modifier les paramètres qu'il a fixés.

Chapitre 3

Application en biologie cellulaire

3.1 Introduction

Le projet de recherche auquel se réfère ce chapitre consiste en l'étude de l'organisation volumique et fonctionnelle du nucléole des cellules cancéreuses et de ses modifications sous l'action de médicaments anticancéreux. Notre but est de parvenir à une véritable modélisation du comportement spatio-temporel du nucléole en fonction de la prolifération et de la sensibilité aux médicaments de la famille des camptothécines. Cette étude nécessite une approche pluridisciplinaire mettant en œuvre des techniques innovantes du côté de la biologie moléculaire (expression de chimères constituées d'une protéine d'intérêt associée à la GFP — *Green fluorescent protein*) et de la microscopie (microscopie confocale au cours du temps et vidéo-microscopie), qui sont complétées par nos contributions dans le domaine de l'informatique.

3.2 Microscopie confocale

Le microscope confocal est un dispositif particulier de microscope photonique qui permet de localiser au sein de cellules — vivantes comme fixées — des molécules fluorescentes. Cette outil apporte d'importantes contributions à l'étude fonctionnelle des systèmes biologiques à différents niveaux d'organisation, cellulaire comme sub-cellulaire. L'utilisation de traceurs fluorescents très spécifiques permet de localiser *in situ*, avec une résolution spatiale de l'ordre de quelques centaines de nanomètres, des composants macro-moléculaires tels que des protéines ou des acides nucléiques.

Son principe consiste à focaliser, par l'intermédiaire d'un objectif, un faisceau laser qui va exciter les fluorochromes en un point de l'échantillon, puis à récupérer, sur un photomultiplicateur, le signal lumineux émis en ce point (figure 3.1). Deux diaphragmes (*pinhole* en anglais) placés après le laser pour le premier et juste avant le photomultiplicateur pour le second, permettent de réduire considérablement la profondeur de champ pour un plan focal donné conduisant ainsi à la formation d'images de fluorescence beaucoup plus nettes puisque la contribution des plans adjacents est considérablement réduite. Ainsi, un point lumineux positionné en dehors du plan focal n'est pas détecté. Chaque section optique est générée en déplaçant le faisceau laser sur une partie du domaine de l'échantillon. La profondeur du plan focal est ensuite modifiée grâce à un moteur contrôlé par ordinateur pour produire la séquence

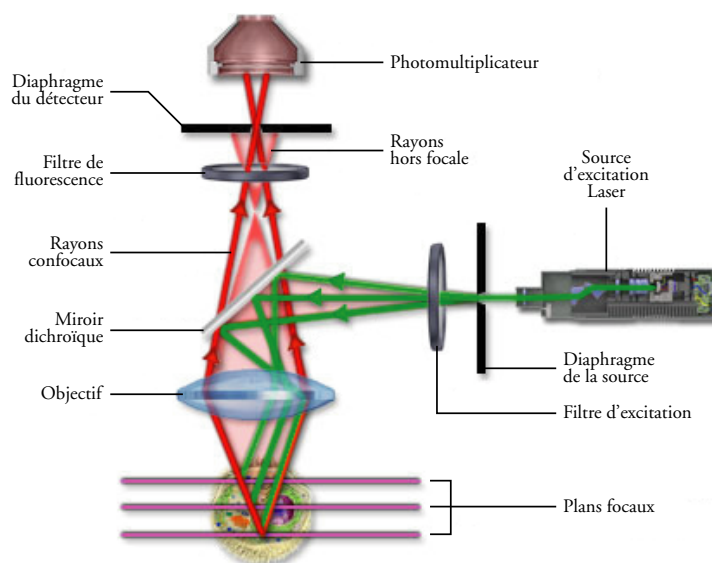


FIG. 3.1 – Configuration optique d'un microscope confocal à balayage laser

de sections. Une représentation 3D du spécimen est enfin obtenue par construction d'une pile de coupes sériées 2D, se référant à des sections optiques dans des plans confocaux.

3.3 Matériels et méthodes

3.3.1 Marquage à la *green fluorescent protein*

Des cellules cancéreuses humaines (cellules KB), issues d'un carcinome buccal, ont été mises en culture stérilement, sur des lamelles de verre, en présence d'un milieu de croissance adéquat. Elles ont été ensuite transfectées par une solution diluée d'ADN plasmidique (0,1 mg/ml) contenant un agent lipidique non liposomique (FuGENE® 6). Cette étape conduit à l'introduction des plasmides dans les noyaux cellulaires, au sein desquels ils expriment les protéines de fusion associées à la GFP. Dans cette étude, trois protéines ont été analysées au cours du temps : les deux variants d'un facteur de transcription nucléolaire, GFP-UBF1 et GFP-UBF2, ainsi que fibrillarine-GFP, cette protéine étant impliquée dans la maturation des ARNs pré-ribosomiques. 24 heures après la transfection, la lamelle a été montée dans une chambre d'incubation stérile, perfusée en milieu et équipée d'un régulateur de température afin de maintenir la préparation cellulaire à 37 °C pendant le temps d'observation en microscopie confocale. Des images ont été réalisées avec un microscope confocal BioRAD® MRC 1024 équipé d'un objectif PlanApo $\times 63$, ayant une ouverture numérique de 1,4. La résolution spatiale du microscope confocal est de 0,2 μm en x , y et de 0,5 μm en z . Les conditions d'acquisition ont été optimisées pour réaliser une série z (contenant 40 sections optiques) toutes les cinq minutes durant une longue période (huit à dix heures).

La plate-forme rev4D a permis d'étudier l'effet d'un inhibiteur de la transcription des ARNr, l'actinomycine D, sur la réorganisation des sites nucléolaires contenant la protéine de fusion UBF-GFP. Après une période de 30 minutes sans inhibiteur, les cellules ont été perfusées

avec une solution contenant 50 ng/ml d'inhibiteur pendant deux heures. Le milieu a ensuite été remplacé par du milieu sans actinomycine D, pendant 5 h 30. Pendant l'expérience, 100 séries z ont été collectées pour chaque cellule.

Les résultats présentés correspondent à quatre séries d'acquisitions :

- UBF-GFP en cours de mitose (Série M6),
- Fibrillarine-GFP sous l'action de l'anticancéreux actinomycine D (Série Fibrillarine),
- UBF1-GFP sous l'action de l'actinomycine D (Série UBF1),
- UBF2-GFP sous l'action de l'actinomycine D (Série UBF2).

3.3.2 Traitements préliminaires des données

Bien qu'ayant une résolution supérieure aux images classiquement obtenues en microscopie à fluorescence, les images brutes issues du microscope confocal sont affectées de multiples défauts inhérents à la technologie employée (diffraction de la lumière) et il convient de les corriger, ou tout au moins d'en atténuer les effets. Cette phase est appelée phase de prétraitement ou phase de restauration. Les phénomènes comme le flou introduit par le système optique ou le bruit dû à l'électronique viennent directement influencer le processus de formation de l'image.

Ce processus est habituellement modélisé comme la convolution du signal image par une fonction d'étalement de point (PSF en anglais, pour *point spread function*, l'équivalent optique d'une réponse impulsionnelle) à laquelle vient s'ajouter du bruit. L'image résultante est entachée d'aberrations de différentes origines, qu'il s'agit de prendre en compte :

Distorsions géométriques Il s'agit ici de corriger l'anisotropie des données échantillonnées de manière à restaurer l'aspect cubique du voxel. La valeur théorique permettant de compenser cet allongement selon l'axe z est évaluée à partir du rapport f_z/f_{xy} , où f_x représente la fréquence d'échantillonnage en z et f_{xy} la fréquence d'échantillonnage en xy . De manière générale, ce coefficient varie de 3 à 4,5 selon les réglages du microscope et est directement intégré au niveau du fichier de configuration de rev4d.

Déconvolution numérique Les méthodes dites de déconvolution permettent, moyennant la connaissance précise de la fonction d'appareil (PSF), d'en corriger les effets. Plusieurs approches sont possibles pour obtenir cette fonction. Nous avons opté pour une approche expérimentale où la PSF est caractérisée grâce à l'utilisation de microbilles calibrées ($\varnothing \approx 0,1 \mu\text{m}$). L'algorithme de déconvolution proprement dit, appelé déconvolution par plus proches voisins [90], est basé sur la relation suivante :

$$I_n = I_n - \frac{|I_n - I_{n-1}| - |I_n - I_{n+1}|}{\alpha}$$

où I représente l'intensité du pixel sur le plan focal n et α un gain obtenu par calcul de l'épaisseur de la section optique ou FWHM (*full width half maximum*). Cela revient à réduire l'intensité d'un pixel de niveau n proportionnellement à la valeur absolue du gradient des différences entre les plans directement adjacents à n . La valeur expérimentale d' α égale à 0,27 est évaluée à partir de la projection xy seuillée à 50 % en maximum d'intensité.

Indice de réfraction du milieu Un autre type d'aberrations est produit par la réfraction des milieux incidents. Cela signifie qu'un rayonnement traversant ce milieu se verra courbé selon un principe d'optique géométrique appelé réfraction, défini par la loi de SNELL-DESCARTES [91]. Là encore, la sur-estimation faite sur l'épaisseur nominale des objets étudiés est corrigée d'un facteur moyen de 1,14.

Bruit Cette ultime phase de traitement vise à supprimer un maximum de points aberrants. Elle repose sur un filtrage non linéaire des images 3D. Le filtre utilisé ici est un filtre médian défini tel que

$$I'(p) = \text{med}\{I(q) \mid q \in W(p)\}.$$

Il transforme une image I en une image I' , telle que pour tout pixel p , le niveau de gris $I'(p)$ est la valeur médiane des niveaux de gris $I(q)$ des pixels q dans la fenêtre $W(p)$ définie dans $\mathbb{R}^3$. Ce filtre, bien que permettant la suppression du bruit impulsionnel, a néanmoins tendance à effacer les détails les plus fins.

3.4 Résultats expérimentaux

Nous présentons ici des résultats portant sur l'analyse de la réorganisation temporelle des nucléoles (série Fibrillarine) induite par l'actinomycine D, un inhibiteur de la synthèse de l'ARN ribosomal (ARNr). Nous avons indiqué dans le chapitre initial de ce mémoire l'intérêt qu'a revêtu cette étude pour les biologistes, et nous en relatons ici les aspects techniques.

Dans la cellule observée, trois domaines nucléaires ont été identifiés relativement à l'intensité de fluorescence : 1° le composant fibrillaire dense (DFC) des nucléoles (intensité élevée), 2° les nucléoles, au nombre de six (intensité moyenne) et 3° le nucléoplasme (basse intensité). Le traitement de cette série sous REV4D (figure 3.2) nous a permis, en employant des visualisations 3D appropriées couplées à la mesure de données quantitatives, d'aborder de manière précise et simultanée les différentes étapes entrant en jeu dans ce processus de réorganisation des DFC, des nucléoles et du noyau au cours du traitement par l'inhibiteur.

Dans un premier temps, seul un rendu surfacique du modèle déformable a été employé pour visualiser et étudier la modification 3D structurale des trois différents domaines (figures 3.3-a à 3.3-e) ou du nucléole et de noyau. En déroulant le temps nous pouvons facilement analyser la ségrégation des DFC (en rouge) contenus dans six nucléoles (brun transparent ; numérotés de 1 à 6 sur la figure 3.3-a), qui sont eux-mêmes inclus dans le noyau (jaune transparent). La trajectoire du centre de masse de chaque nucléole a été marquée dans différentes couleurs et déroulée suivant l'axe des z pour créer une kymotrace. Ce dernier montre à l'évidence qu'aucune fusion de nucléoles ne s'est produite pendant l'inhibition (figures 3.3-f et 3.3-g). Lorsque les trajectoires ne sont pas déroulées spatialement, le vrai déplacement du nucléole apparaît (figure 3.3-h). Cette approche a démontré que cinq des nucléoles tournent dans le noyau autour du sixième (numéro 2). Il est possible que ce résultat soit en fait induit par la rotation du noyau au sein de la cellule. Une référence extérieure fixe serait nécessaire pour répondre à cette question.

Durant cette phase, de nombreuses données quantitatives (volumes, positions, distances relatives, vitesses, etc.) ont été collectées sur chaque objet. La figure 3.4a illustre les fortes variations de volumes des six nucléoles durant toute la période du traitement. Les mesures

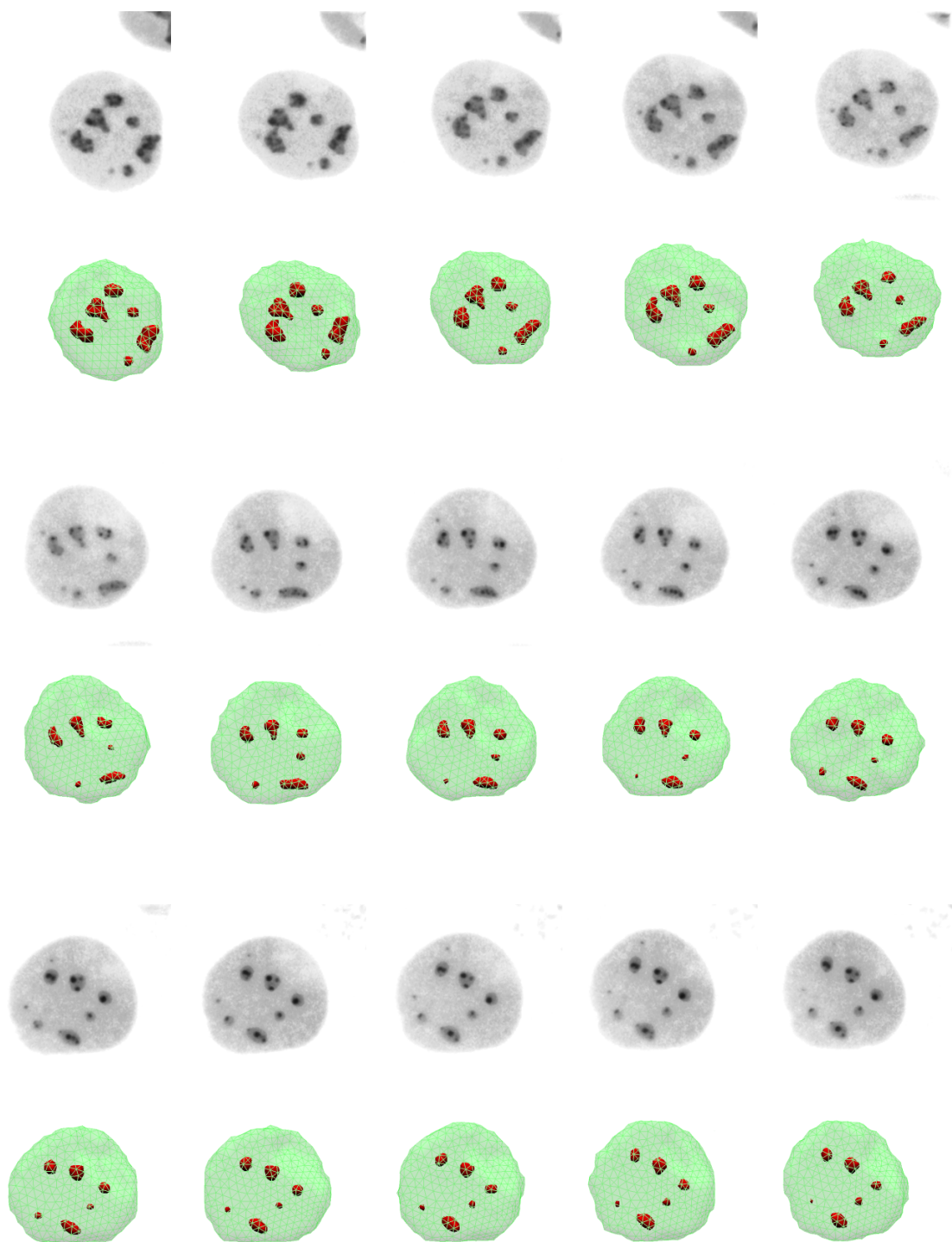


FIG. 3.2 – Suivi dans la série Fibrillarine entre 4 h et 7 h 30 (toutes les quinze minutes). La ligne supérieure montre les projections de chaque série z , tandis que les représentations volumiques correspondantes sont présentées sur la ligne inférieure. Les contours du noyau sont délimités par un maillage vert et les nucléoles sont représentés par un mode de visualisation surfacique rouge. Le marquage de forte intensité correspondant aux DFC n'est pas représenté sur ces images.

de distances (figure 3.4b) démontrent les mouvements relatifs qui existent entre les différents nucléoles, le nucléole numéro 6 pouvant même être identifié comme référentiel de l'ensemble de ces mouvements. Enfin, la kymotrace du DFC contenu dans le nucléole numéro 2 a été étudiée pendant un laps de temps allant de 4 h 30 à 8 h pour cibler spécifiquement la formation des calottes (figure 3.3-i). L'identification de la trajectoire des différentes parties du DFC ainsi que la quantification de leurs volumes a démontré que la constitution des calottes fibrillaires était due aux mouvements non-aléatoires ainsi qu'à la fusion hiérarchique des pré-calottes.

L'outil informatique que nous avons développé a permis de décrire spatialement et temporellement le processus de rassemblement des différents DFC au sein des nucléoles, jusqu'à la formation d'un nombre réduit de calottes (un à quatre par nucléole).

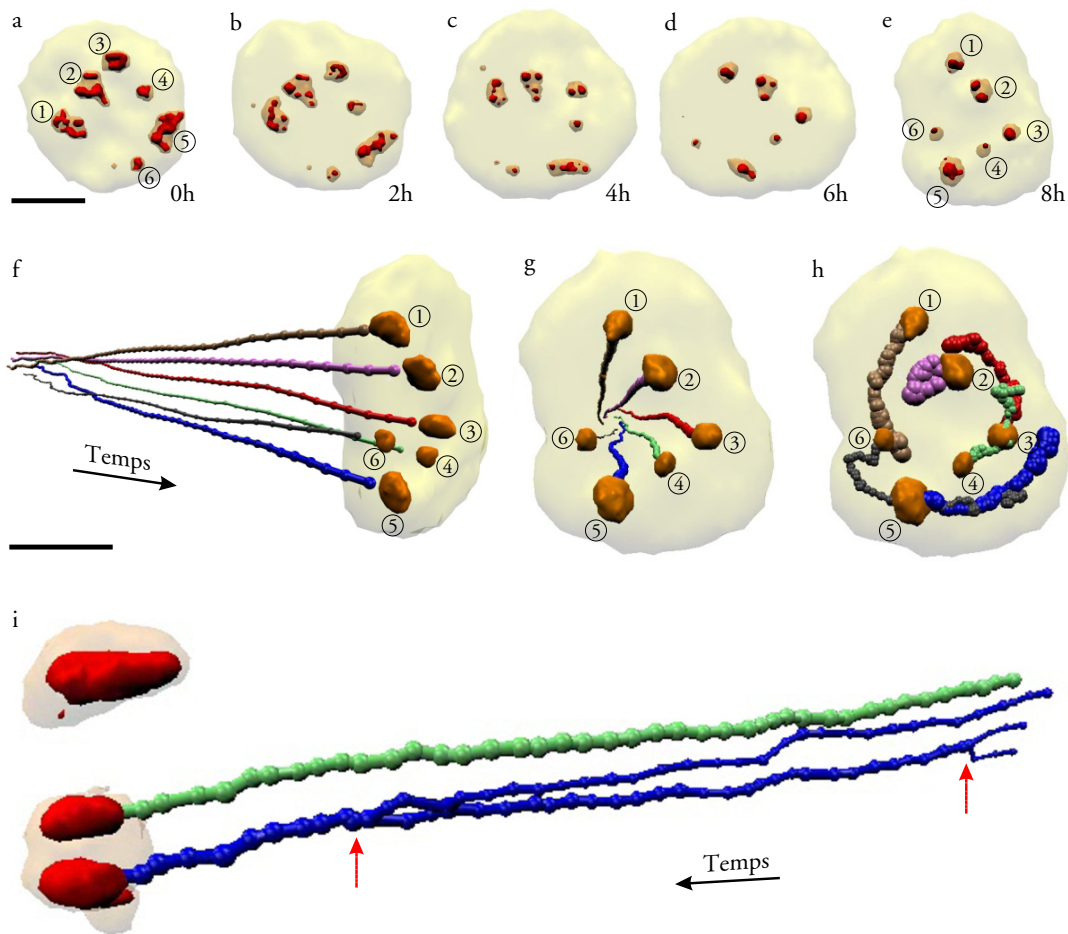


FIG. 3.3 – Réorganisation des nucléoles induite par l'action de l'actinomycine D sur des cellules vivantes exprimant la protéine fibrillarine-GFP (série Fibrillarine). 98 séries de sections optiques ont été réalisées sur microscope confocal durant huit heures. (a)-(e) Représentations surfaciques à $t = 0, 2, 4, 6$ et 8 h des DFC (en rouge) inclus dans les six nucléoles (en brun) eux-mêmes contenus dans le noyau (en jaune). (f)-(h) Kymotrace des six nucléoles identifiés chacun par une couleur différente. (i) Kymotrace des DFC d'un nucléole montrant leurs mouvements non aléatoires lors de la fusion hiérarchique des pré-calottes.

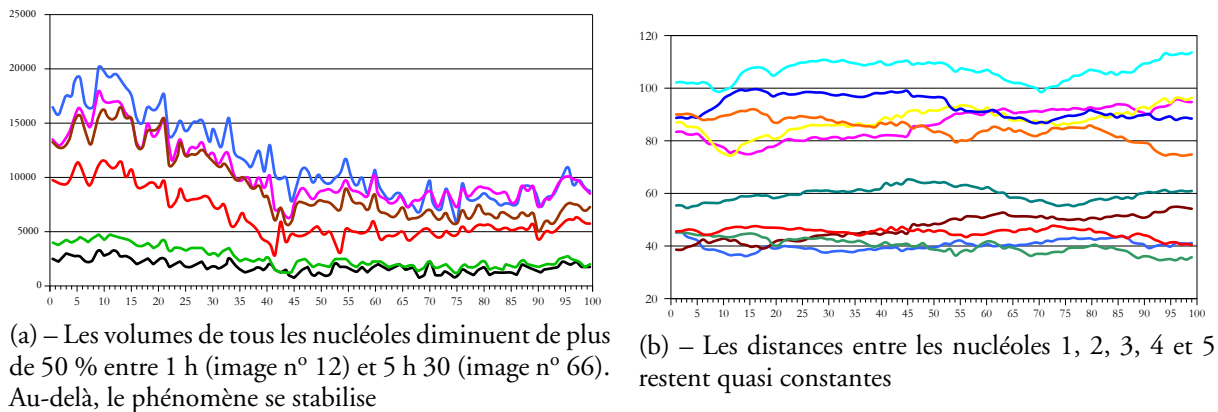


FIG. 3.4 – Quantification du volume des nucléoles (a) et des distances inter-nucléolaires (b) sur la série Fibrillarine, durant la période de temps allant de 0 h (image n° 1) à 8 h (image n° 98)

3.5 Intérêt du suivi hiérarchique

Notre système offre la possibilité d'établir librement une hiérarchie entre plusieurs niveaux au sein d'une même image (par exemple : cellule, nucléole et spots fluorescents). Tous les niveaux évoluent complètement, chacun leur tour, du plus élevé (celui qui est supposé contenir les autres) au moins élevé. L'évolution des objets du niveau le plus élevé est d'abord calculée, puis, en cascade, l'évolution des objets des niveaux inférieurs débute par une phase de prise en compte du mouvement du niveau précédent : chaque objet détecte l'objet du niveau supérieur le plus proche, et utilise le déplacement de celui-ci pour initialiser sa propre évolution. Comme on peut le constater sur la figure 3.5, ce procédé permet de conserver la trace de petits objets, qui serait, sinon, perdue en raison de déplacements trop importants par rapport à leur taille. En effet, pour que le modèle déformable puisse suivre l'évolution d'un objet à un temps t , il est nécessaire qu'il existe une intersection non nulle entre le volume de cet objet au temps t et celui de l'objet au temps $t + 1$.

Le tableau 3.1 illustre quantitativement le gain en fiabilité de l'approche hiérarchique. On observe ainsi que sans la mise en œuvre de cette approche, le nombre d'apparitions/disparitions est plus important. Cela signifie qu'un même objet n'est pas reconnu entre deux volumes successifs ; l'objet du premier volume disparaît alors qu'un nouvel objet apparaît dans le volume suivant. De plus, le nombre d'événements topologiques diminuant, le traitement de la série en est accéléré. Enfin, contrairement à une approche prédictive classique qui extrapole le mouvement uniquement à partir des itérations précédentes (comme le filtre de KALMAN), la nôtre tire parti des mouvements qu'elle a détectés *y compris pour l'image en cours*, grâce aux niveaux supérieurs.

Cette étape pourrait également s'opérer avec un recalage des images successives, qui utiliserait par exemple la similarité des valeurs des voxels pour déterminer une transformation entre deux images. Outre le gain en terme de coût de calcul de notre approche, notre méthode hiérarchique a l'avantage de prendre en compte indépendamment le mouvement de plusieurs objets d'un même niveau, ce qui est précieux dans la série M6, par exemple, où les deux cellules filles évoluent séparément après leur scission.

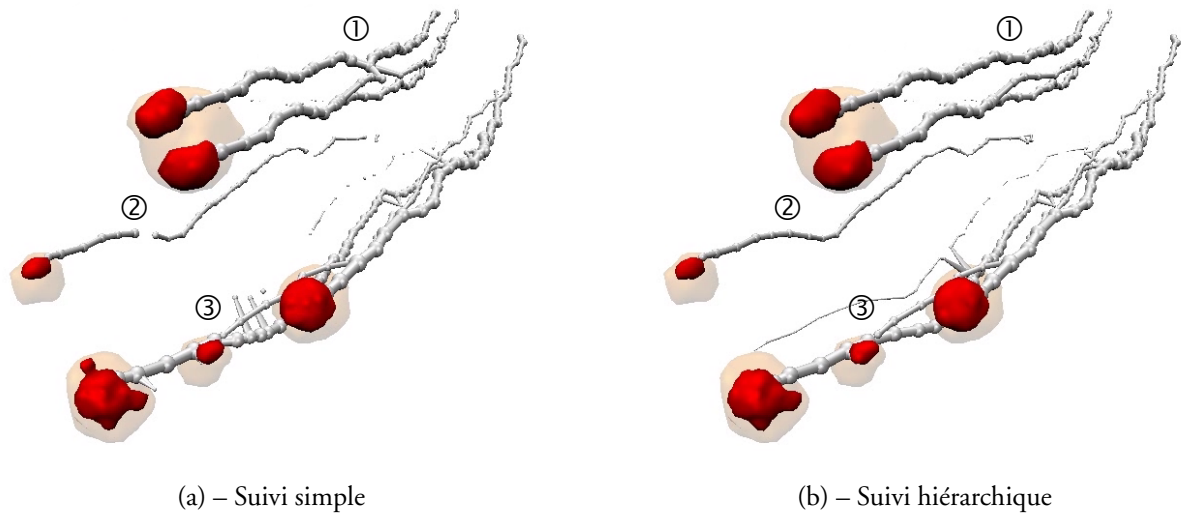


FIG. 3.5 – Le suivi est plus fiable avec l’approche hiérarchique (série *Fibrillarine*). Par exemple, la marque n° 1 révèle la présence d’une fausse fusion avec le suivi simple. Les deux autres marques montrent des discontinuités légères (2) ou importantes (3) qui n’ont pas lieu dans le cas du suivi hiérarchique

	Série UBF2			Série <i>Fibrillarine</i>			Série M6		
	sans	avec	gain	sans	avec	gain	sans	avec	gain
Apparitions	230	203	12%	310	226	27%	176	137	12%
Disparitions	805	671	17%	1837	872	53%	478	331	21%
Total	1035	874	16%	2147	1098	49%	654	468	28%

TAB. 3.1 – Le nombre d’événements topologiques indique que les objets sont mieux suivis avec l’approche hiérarchique que sans : dans les séries UBF2, *Fibrillarine* et M6, le gain varie de 16 à 49 %

3.6 Conclusion du chapitre

La validation de la chaîne de traitement impliquant l’utilisation de rev4D s’inscrit dans une démarche dite de biologie intégrative, dans laquelle l’interprétation comme la validation des résultats obtenus s’effectuent à la fois de manière qualitative et de manière quantitative, dans un environnement supportant des traitements en temps interactif, à l’aide de l’immersion dans les données à traiter.

Les traitements ont été validés par les biologistes sur différents jeux de données. Ils ont vérifié à chaque volume de chaque série que l’évolution des surfaces des objets était bien conforme à leurs connaissances et à ce qu’ils voyaient grâce au mode de rendu volumique. Le choix du seuil caractérisant les objets est crucial, il n’a pas été rare d’observer qu’un mauvais réglage de ce seuil entraînait par exemple l’apparition de fausses fusions. C’est pourquoi nous avons utilisé les caractéristiques différentielles de l’image pour effectuer ce réglage de manière automatique, avec des premiers résultats effectifs sur la caractérisation de l’enveloppe cellulaire.

Pour pouvoir suivre automatiquement le déplacement d'un objet d'une image sur l'autre, il est nécessaire que les volumes définis par les maillages de cet objet aient une zone de recouvrement non nulle. Pour ce faire, nous avons mis en place un système de suivi hiérarchique, et nous avons intégré à la fonction d'énergie du système un terme correspondant à la transformation rigide globale. Ces éléments nous permettent d'intégrer au mouvement courant une composante de *prédiction* basée sur les précédents mouvements.

Le système rev4D a lui aussi évolué au cours du temps, grâce aux discussions fertiles entre informaticiens et biologistes, qui furent l'occasion de créer une synergie de recherche dans le but d'améliorer la compréhension des mécanismes intra-cellulaires.

Chapitre 4

Correction automatique de la dérive d'intensité

4.1 Introduction

La *dérive d'intensité* est l'évolution au cours du temps de l'isovaleur caractérisant un objet biologique dans les images de microscopie confocale. Il s'agit d'un phénomène gênant pour la bonne reconstruction des données, qui oblige à déterminer à la main, d'une manière fastidieuse l'isovaleur de chaque objet, dans chaque volume.

Nous avons été donc amenés à étudier une nouvelle méthode pour déterminer l'évolution des seuils des différents objets tout au long de la série, et nous l'avons appliquée à la détection de l'enveloppe cellulaire. Ce travail était le sujet du Master Recherche de Damien MISCHLER [E2], et il a donné lieu à une publication dans une revue internationale [P02].

Dans ce chapitre, nous revenons plus en détail sur la manière dont l'énergie externe des modèles déformables est classiquement calculée, pour satisfaire aux contraintes d'attractivité du modèle par les données (section 4.2). Nous comparons différents filtres par rapport à la détection des contours des cellules (section 4.3). Nous présentons ensuite notre méthode, qui est basée sur une recherche locale des gradients de l'image dans le voisinage d'un objet donné, suivie d'une analyse statistique des valeurs des gradients correspondant à la surface à reconstruire (section 4.4). Nous illustrons notre méthode (section 4.5) par des résultats détaillés concernant la segmentation automatique de l'enveloppe de la cellule durant la mitose (série *M6*), et un résumé de la segmentation obtenue sur une cellule en interphase de la série *Fibrillarine*.

4.2 Energie Externe

4.2.1 Isovaleur

Étant donnée la nature particulière des images issues de la microscopie confocale, nous avons jusqu'à présent directement utilisé l'intensité de l'image, en exprimant l'énergie externe sous la forme d'un champ de pression algébrique. Nous utilisons ainsi uniquement les valeurs d'intensité de l'image, sans avoir à calculer leur gradient. En effet, dans le cas des images confocales, l'intensité est croissante vers l'intérieur de la cellule, puisqu'elle est déterminée par la

densité de protéines auto-fluorescentes. Si l'on nomme $\vec{n}(\mathbf{v})$ le vecteur normal à un sommet $\mathbf{v}$ du maillage, on peut calculer la force locale qui dérive de cette énergie externe pour une isovaleur μ selon l'équation 4.1 :

$$\mathcal{F}_{\text{externe}}^{\text{iso}}(\mathbf{v}) = (\text{iso} - I(\mathbf{v})) \times \vec{n}(\mathbf{v}). \quad (4.1)$$

L'avantage de cette approche est son faible coût de calcul : il n'y a pas de traitements à faire sur l'image. Sa limite est la nécessité de définir dans chaque image le seuil associé à l'objet que l'on cherche à reconstruire.

4.2.2 Filtres dérivés

Depuis l'article princeps de TERZOPOULOS [16], les frontières des objets sont utilisées comme attracteurs. Elles sont généralement détectées soit comme des extrema locaux de la norme de la dérivée première (gradient) soit comme des passages par zéro du laplacien. Les frontières des objets sont des indicateurs très intéressants, mais elles peuvent être difficiles à détecter ou à localiser précisément lorsque les images sont bruitées. On obtient généralement des morceaux incomplets des contours des objets, qui ne suffisent pas à caractériser les frontières. En outre, les gradients sont des attracteurs locaux, et les zones homogènes de l'image produisent un gradient nul qui ne permet pas de guider le déplacement du modèle. Il s'agit donc d'initialiser le modèle déformable à proximité d'un contour. De plus, cette approche génère des difficultés de reconstruction des régions concaves.

4.2.3 GVF

Les *Gradient Vector Flow* (GVF) ont été introduits par Xu et Prince en 1996 [92] dans le but de résoudre des problèmes d'attraction restreinte et de non convergence dans les zones concaves. Ils permettent d'augmenter la zone d'attraction des contours en calculant une carte des distances à partir d'un champ de force appelé le champ GVF. Etant donnée la carte des contours $f(x, y)$ associée à l'image $I(x, y)$, on calcule le champ de GVF comme étant le champ de vecteurs $v(x, y) = (u(x, y), v(x, y))$ minimisant la fonction d'énergie (équation 4.2) :

$$\mathcal{E} = \int \int \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy \quad (4.2)$$

Cette équation contient deux termes pondérés par le paramètre μ . Ce dernier augmente en fonction de la quantité de bruit présent dans l'image. Le premier terme joue le rôle de lisseur et le second est attaché aux données par les forts gradients. Ainsi dans les régions homogènes de l'image, le gradient de $f(x, y)$ sera nul et nous obtenons une diffusion du champ de vecteur avec un premier terme prépondérant. Inversement placé sur les contours de l'image, le second devient dominant pour tenir compte des propriétés des gradients à proximité.

Le champ de GVF est obtenu en résolvant les équations d'Euler (équation 4.3). Son principal inconvénient réside dans son coût de calcul élevé.

$$\begin{aligned} \mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 - f_y^2) &= 0 \\ \mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 - f_y^2) &= 0 \end{aligned} \quad (4.3)$$

4.2.4 Discussion

Un contour est défini par une variation rapide d'intensité sur le plan spatial et sa composante se trouve dans les hautes fréquences, ce qui correspond également aux caractéristiques du bruit. Par conséquent un opérateur détectant un contour, se comportera de la même manière pour le bruit. La solution traditionnelle est d'appliquer filtre passe-bas en prétraitement permettant de réduire le bruit. Il existe plusieurs types de filtres. Cependant les plus classiques sont la moyenne, le filtre médian, qui consiste en la détermination de la valeur centrale de l'histogramme local, et enfin le filtre gaussien, défini par sa variance σ . La réduction du bruit s'opère ainsi au détriment de l'information contenue dans l'image. Il faut trouver l'équilibre entre la réduction du bruit et la conservation des informations.

Étant donné le coût induit par les approches de type GVF, et les limitations en qualité et en localisation des contours détectés par les filtres dérivés, nous avons proposé une méthode hybride basée à la fois sur l'intensité et sur les contours. Il s'agit d'utiliser l'information donnée par le filtrage là où elle est pertinente, pour déterminer l'isovaleur caractérisant chaque objet.

4.3 Choix de l'opérateur de filtrage

Nous avons posé la question de trouver l'opérateur le mieux adapté à la détection de l'enveloppe cellulaire. Nous ne désirons pas obtenir un contour binaire, mais une carte des gradients, dont l'amplitude est à même de guider l'évolution du snake. Nous avons comparé cinq opérateurs, et nous montrons leur application sur cinq images extraites de la série *M6* (Figure 4.1). La colonne (a) présente des images 2D correspondant aux volumes 1 et 5, avant la mitose, et 10, 15 et 30, après celle-ci. La série comprend au total 34 images. La cellule présente des contours diffus, associés à une variabilité importante, avant et après la mitose. Les colonnes suivantes de la figure 4.1 correspondent à l'application de cinq opérateurs différents : trois filtres à Réponse Impulsionnelle Finie (RIF) – Sobel, Prewitt, et le Laplacien – et deux filtres à Réponse Impulsionnelle Infinie (RII) – Shen-Castan et Deriche. Les filtres RIF nécessitent un lissage préalable (débruitage), alors que les filtres RII incluent ce lissage. Le contraste de nos images étant faible, nous présentons des résultats réhaussés par une égalisation d'histogramme. Ce sont cependant les résultats originaux qui sont utilisés pour guider le modèle déformable. Les filtres RIF produisent des contours très marqués pour l'enveloppe cellulaire, mais les structures internes de la cellules sont mal identifiées. Les filtres RII révèlent les contours fins des objets internes, mais les contours de la cellule sont absents sur les images dans lesquelles ils sont diffus (Figure 4.1, Vol.10, 15 and 30). Nous avons donc choisi un opérateur parmi ceux de la première catégorie pour suivre l'enveloppe de la cellule. Notre choix s'est porté sur le filtre de Prewitt, qui est équivalent au filtre de Sobel, et plus rapide à calculer que le Laplacien.

4.4 Détermination automatique des isovaleurs

Pour effectuer automatiquement le suivi des frontières des structures dans les images, nous filtrons d'abord les volumes avec un noyau gaussien, puis nous appliquons la méthode originale décrite dans cette section. Elle prend en compte l'isovaleur moyenne des voxels qui sont dans la classe majoritaire de l'histogramme des intensités des gradients calculés sur la surface du

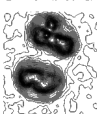
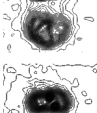
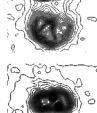
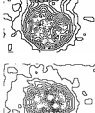
Vol.	(a) Images Originales	(b) Sobel	(c) Prewitt	(d) Laplacian 8-connexité	(e) Shen-Castan $\beta = 0.75$	(f) Deriche $\alpha = 0.75$
1						
5						
10						
15						
30						

FIG. 4.1 – Résultats de l'application de cinq détecteurs de contours (b)-(f) sur cinq images différentes extraites de la série *M6*. (a) représente les images originales de la cellule, réhaussées et inversées.

modèle déformable.

4.4.1 Principe

Les frontières des objets sont caractérisées par des voxels de fort gradient, mais la donnée du gradient n'est pas une information suffisante pour discriminer l'enveloppe de la cellule des structures internes. Or chaque type de structure est associé à une valeur particulière d'intensité. Cette valeur peut évoluer au cours du temps, mais elle est caractéristique pour chacun des volumes. D'un autre côté, l'information donnée par les gradients n'est pas toujours fiable, dans la mesure où certains voxels de fort gradient peuvent être en fait des artéfacts dus au bruit, et où certaines parties des contours peuvent ne pas être détectées. C'est pourquoi nous utilisons les gradients de manière locale, pour guider la surface déformable vers les contours les plus proches, et nous estimons à l'aide d'un critère statistique l'isovaleur correspondant à la surface à reconstruire. Notre méthode procède en deux étapes : un traitement particulier pour le premier volume, suivi d'un processus itératif automatique qui est appliqué à l'ensemble de la série, et permet de suivre l'évolution des objets d'un volume au suivant.

4.4.2 Initialisation dans le premier volume

Dans le premier volume, le processus est initialisé par l'expert, qui détermine les objets d'intérêt en indiquant une isovaleur iso_0 , qui correspond à une isosurface proche de la surface

de ces objets. Le processus général est ensuite appliqué, sur ce premier volume et sur les suivants.

4.4.3 D'un volume au suivant

Nous allons expliquer comment la surface des objets du volume i est obtenue, à partir de l'isovaleur iso_{i-1} , qui caractérise la surface reconstruite dans le volume $i - 1$, ou qui est déterminée par l'expert dans le cas d' iso_0 .

Ce processus se déroule en quatre étapes :

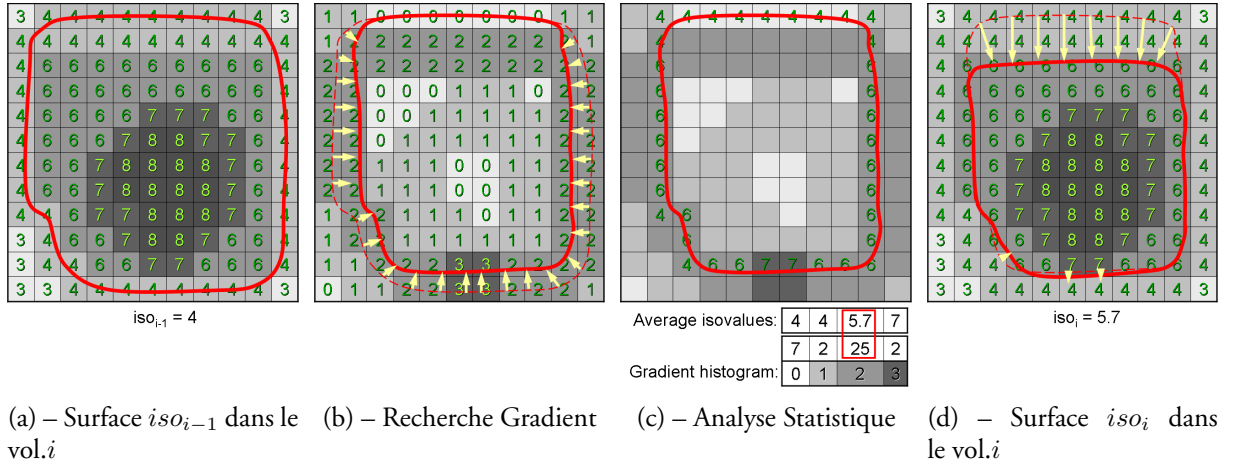


FIG. 4.2 – Traitement du volume i

Reconstruction de l'isosurface iso_{i-1}

Etant donné que la variation d'intensité est suffisamment faible d'un volume au suivant, nous reconstruisons d'abord l'isosurface correspondant à la valeur iso_{i-1} dans le volume i , en utilisant $F_{ext}^{iso_{i-1}}$ comme force externe (Figure 4.2 (a)). Cette opération reconstruit une surface qui est proche de la frontière de l'objet d'intérêt dans le volume i , mais qui ne correspond pas à cette frontière lorsque l'intensité a évolué par rapport au volume $i - 1$.

Pour une isovaleur iso dans une image I , pour un sommet $\mathbf{v}$ de la surface déformable, de normale $\mathbf{n}$, l'équation de F_{ext}^{iso} est :

$$\mathcal{F}_{ext}^{iso}(\mathbf{v}) = (iso - I(\mathbf{v}))\mathbf{n} \quad (4.4)$$

Recherche du Gradient à l'aide d'une étude locale du profil

Une autre force externe est ensuite utilisée pour attirer les sommets de la surface vers les voxels de fort gradient (Figure 4.2 (b)).

$$\mathcal{F}_{ext}^{grad}(\mathbf{v}) = \mathcal{D}(\mathbf{v})\mathbf{n}, \text{ avec } \mathcal{D}(\mathbf{v}) = \vec{\nabla}I(\mathbf{v}) \cdot \mathbf{n} \quad (4.5)$$

Le gradient obtenu avec le filtre de Prewitt est suffisamment large spatialement pour attirer les sommets qui sont proches d'un contour, mais son épaisseur est également un inconvénient, du fait que les limites des contours internes sont souvent adjacents à l'enveloppe de la cellule.

C'est pourquoi nous calculons le profil du gradient dans la direction de la normale $\mathbf{n}$, afin de moduler la force externe. Nous obtenons une nouvelle condition qui garantit que la surface reste à l'extérieur des gradients épais :

$$\text{if } (\mathcal{D}(\mathbf{v}) < 0 \text{ and } \mathcal{D}(\mathbf{v} + \mathbf{n}) < 0), \mathcal{F}_{ext}^{grad}(\mathbf{v}) = 0 \quad (4.6)$$

Analyse statistique : calcul de iso_i

A la fin de l'étape précédente, la surface déformable est positionnée à la fois sur des voxels de gradient faible, et sur des voxels dont la valeur du gradient est significative. Ces voxels de nature différente peuvent correspondre à différentes structures (Figure 4.2 (c)). L'histogramme des normes des gradients, calculé sur les sommets de la surface permet de différencier ces voxels. Les voxels qui sont dans la classe de l'histogramme qui a la plus forte population (intensité 2, 25 éléments dans l'exemple) correspondent à la structure recherchée. Nous obtenons iso_i comme étant la moyenne des intensités des voxels de cette classe.

Reconstruction de l'isosurface avec iso_i

La forme finale du modèle déformable dans le volume i est obtenue grâce à l'évolution du modèle vers iso_i (Figure 4.2 (d)), en utilisant la force externe $F_{ext}^{iso_i}$ de l'équation équation 4.4.

4.5 Résultats

Nous avons mis en œuvre notre méthode sur un PC équipé d'un Pentium IV 1.2 GHz, et d'une carte graphique nVIDIA GeForce4 Ti 4200. Nous avons effectué le suivi de l'enveloppe de la cellule de la série *Fibrillarine*, tout au long des 90 volumes de cette série. Cette cellule est en interphase. Nous avons également suivi la cellule en mitose de la série *M6* (30 volumes). Les résultats obtenus ont été validés par un expert biologiste.

4.5.1 Série *M6*

La figure 4.3 illustre la comparaison entre la définition manuelle de l'isovaleur (ligne (b)) et notre méthode automatique (ligne (c)). Nous avons choisi les cinq mêmes volumes que ceux présentés dans la section section 4.3. Ils sont représentatifs des différentes conditions spécifiques à la mitose, et montrent la cellule avant et après cet événement significatif.

La ligne (b) montre que les frontières de la cellule telles que déterminées par l'expert ne correspondent pas toujours aux gradients forts de l'image, en particulier dans le volume 10. La ligne (c) montre que notre méthode automatique reconstruit une surface qui est proche de celle qui avait été choisie par l'expert, et qui de plus correspond aux gradients forts. Face à cette apparente contradiction, il ressort des discussions avec les experts que le manque de contraste dans les images avait rendu le placement manuel plus hasardeux que le placement automatique.

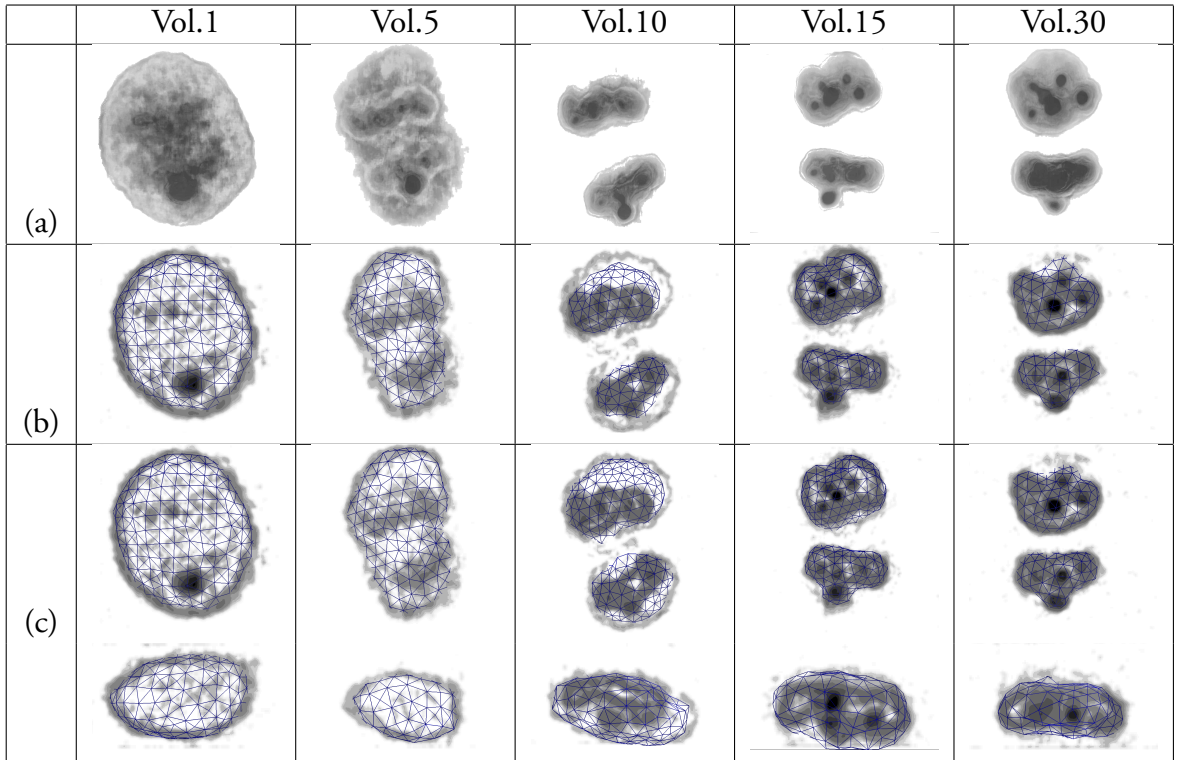


FIG. 4.3 – (a) Rendu 3D de cinq volumes de la série *M6*. (b et c) Les niveaux de gris correspondent à l'intensité du gradient, et la surface déformable est en fil de fer. (b) l'isovaleur est déterminée à la main (vue de face de la surface) ; (c) Suivi automatique (vue de face et de haut).

Nous présentons figure 4.4a la comparaison entre l'isovaleur choisie par l'expert et celle obtenue par notre méthode, sur l'ensemble de la série *M6*.

4.5.2 Fibrillarine

Notre méthode a été appliquée sur le suivi de la cellule en interphase. La segmentation s'effectue sur plus de 90 volumes. Tout au long de la série, l'enveloppe cellulaire est détectée aussi bien qu'avec l'isovaleur seule définie par l'expert figure 4.5. Les résultats obtenus sur cette seconde série ont également été validés par l'expert.

4.6 Discussion

L'utilisation des gradients de l'image pour attirer le modèle déformable est une technique courante qui, en fonction de la qualité de l'image, est cependant génératrice de faux positifs comme de faux négatifs. La force interne du modèle déformable est utile pour régulariser la surface. Elle permet d'interpoler les données là où le gradient est trop faible, et également de lisser la surface pour limiter les effets du bruit. Mais l'action de la force interne a également tendance à trop lisser l'objet à reconstruire.

C'est pourquoi nous avons fait le choix d'utiliser le gradient pour caractériser les frontières de la structure d'intérêt. Notre raisonnement est basé sur l'étude de la distribution statistique

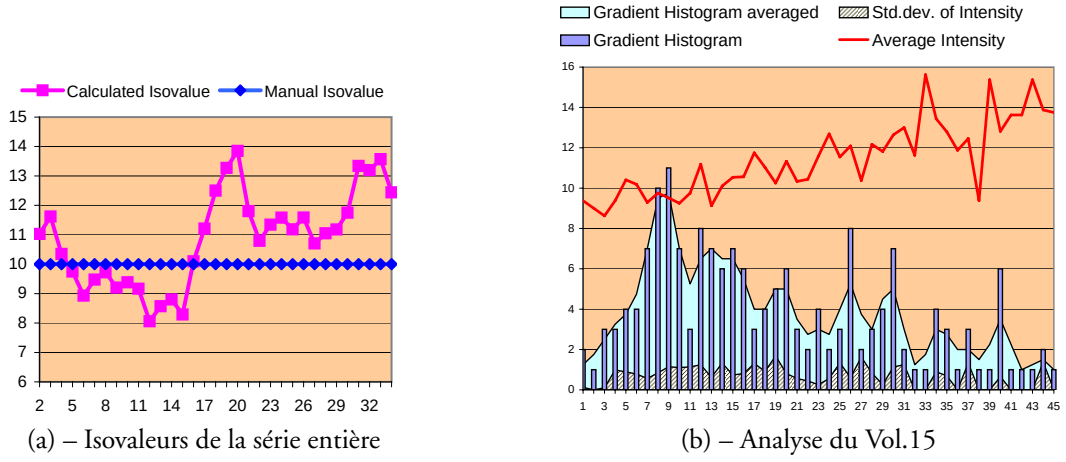


FIG. 4.4 – Analyse de la série *M6*

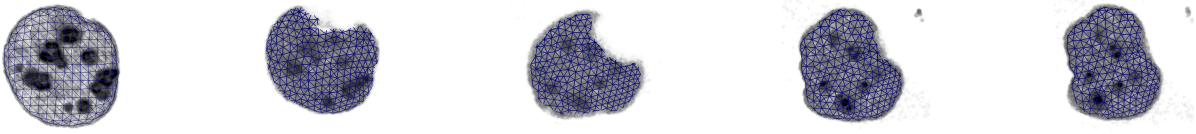


FIG. 4.5 – Segmentation Automatique sur la cellule dans la série *Fibrillarine*

des valeurs d'intensité. Nous en donnons un exemple avec le volume 15 de la série *M6* (figure 4.4b) :

Les gradients les plus élevés (de 22 à 45 dans l'exemple) correspondent aux voxels de plus grande intensité. Ils correspondent aux frontières des structures internes à la cellule, et sont moins nombreux que les gradients plus faibles qui, eux, correspondent aux frontières de l'enveloppe cellulaire.

Pour chaque valeur de l'intensité du gradient, nous avons représenté la valeur moyenne des voxels, et la déviation standard. Cette figure montre que l'intensité du gradient calculé au niveau de la surface déformable est un bon indicateur pour choisir par la suite une valeur de voxel. La valeur des voxels ne varie pas beaucoup pour les gradients faibles. Bien que l'assertion comme quoi à une valeur d'intensité correspond une intensité de gradient soit fausse en général, nous avons observé qu'elle est réaliste sur le sous-ensemble du volume correspondant à la trace de la surface après la recherche de gradient. Pour opérer un choix robuste de la classe principale du gradient dans notre analyse statistique, nous utilisons la moyenne pondérée (Equation 4.7) de l'histogramme des amplitudes $\mathcal{H}(i)$ (see figure 4.4b).

$$\text{Moyenne}(\mathcal{H}(i)) = \frac{1}{4}(\mathcal{H}(i-1) + 2\mathcal{H}(i) + \mathcal{H}(i+1)) \quad (4.7)$$

4.7 Conclusion du chapitre

Notre méthode de détermination automatique de l'isovaleur permet aux biologistes d'obtenir des résultats pertinents sur le suivi de cellules vivantes, en leur évitant la nécessité de définir à la main les isovaleurs correspondant aux structures d'intérêt dans l'ensemble des volumes de la série. Notre méthode a été validée sur deux séries différentes, comprenant le cas délicat de la mitose.

Les perspectives concernent l'application de cette méthode à tous les types d'objets présents dans les images 4D. Nous avons utilisé le filtre de Prewitt pour détecter les contours des cellules. Pour des objets plus petits, le filtre de Deriche est plus approprié. Une nouvelle méthode devra cependant être ajoutée pour attirer le modèle déformable vers les contours, comme une carte de distance locale, par exemple.

Ce qui conduit nos recherches futures vers une intégration du suivi automatique multi-niveaux dans REV4D.

Deuxième partie

Modèles pour l'Imagerie Médicale

Chapitre 5

CoDyIf : étude de la connectivité dynamique en IRMf

5.1 Introduction

Le projet *CoDyIf* a pour objectif d'utiliser l'IRMf pour déterminer les zones cérébrales activées lors de tâches spécifiques, et d'identifier les réseaux reliant ces zones, dans la succession de leurs activations au cours du temps. Il s'agit de pouvoir réaliser cette opération pour un sujet donné, et d'identifier les réseaux communs à différents sujets réalisant une même tâche en tenant compte de la variabilité inter sujets. Ce projet est l'objet de la thèse de Samuel EMERIAU.

Je commencerai ce chapitre par une présentation du principe de l'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle, et des méthodes d'analyse des images d'IRMf, avant de présenter une méthode qui réalise la première étape de *CoDyIf*, qui consiste à regrouper les voxels réagissant de manière similaire à un stimulus donné. Cette méthode sera illustrée sur des données de synthèse et trois types d'images d'activations : auditives, visuelles et motrices.

5.2 Aspects généraux de l'IRMf

L'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf) du cerveau permet d'analyser *in vivo*, dans l'espace et dans le temps, les phénomènes neuronaux et hémodynamiques liés à l'activité cérébrale. L'analyse de séquences d'images IRMf cérébrales permet ainsi de cartographier l'activité cérébrale et de localiser par exemple les aires impliquées dans la réalisation de processus moteurs, sensoriels ou cognitifs spécifiques.

L'IRMf est une technique non invasive et non nocive. Elle ne nécessite pas de radiations ionisantes ni d'injection de produit de contraste, et elle permet des acquisitions volumiques des activités cérébrales au cours du temps qui sont directement superposables aux images d'IRM anatomiques du cerveau.

Il y a toutefois des limites à ce procédé. La principale est qu'on ne peut pas contraindre un sujet à restreindre son activité cérébrale à une tâche unique. Une méthodologie rigoureuse doit être mise en place pour obtenir et traiter les données. De plus, certains phénomènes biologiques, neuronaux et physiologiques qui ne sont pas encore bien connus entrent en jeu.

5.2.1 Les fondements physiologiques

La localisation des zones cérébrales activées en Imagerie par Résonance Magnétique Fonctionnelle est basée sur l'effet BOLD (Blood Oxygen Level Dependant), lié à l'aimantation de l'hémoglobine contenue dans les globules rouges du sang.

L'hémoglobine se trouve sous deux formes :

- les globules rouges oxygénés par les poumons contiennent de l'oxyhémoglobine, molécule non active en Résonance Magnétique, et
- les globules rouges désoxygénés par les tissus contiennent de la désoxyhémoglobine, molécule paramagnétique.

L'activité neuronale entraîne une modification locale du métabolisme des cellules qui se traduit par une consommation accrue en glucose et en oxygène. Afin d'apporter les substrats nécessaires au métabolisme cellulaire, le débit sanguin augmente.

Le flux sanguin augmente plus que la consommation en oxygène des neurones, même si celle-ci augmente aussi. Il en résulte donc une diminution de la concentration de désoxyhémoglobine dans les vaisseaux sanguins à proximité des neurones activés.

Vu les propriétés paramagnétiques de la désoxyhémoglobine, le signal IRM, qui correspond au temps de relaxation $T2^*$ des noyaux d'hydrogène de l'eau, augmente légèrement pendant les périodes d'activation.

5.2.2 La réponse hémodynamique

L'activité neuronale n'est donc pas directement observable en IRMf. Ce qui est observé est la réponse hémodynamique qui provient de l'effet BOLD, et dépend de l'activité neuronale par un couplage. Ce couplage est caractérisé par la fonction de réponse hémodynamique (Hæmodynamic Response Function, HRF), qui est l'objet de nombreuses études du fait de son importance dans la compréhension et la modélisation des phénomènes observés en IRMf. De manière générale, même si elle est non linéaire, et varie entre les individus en délai, dispersion et amplitude, la réponse Bold a une forme caractéristique (figure 5.1), qui tient à trois phénomènes :

- une consommation initiale de l'oxygène local qui entraîne une baisse du signal (initial undershoot)
- l'augmentation du flux sanguin entraîne un apport en oxygène qui induit une augmentation du signal (pic d'activation).
- l'apport en oxygène diminue et l'oxygène est consommé ce qui induit une baisse du signal jusqu'à passer sous le niveau de base (undershoot) pour enfin revenir à la valeur de repos.

la réponse hémodynamique se caractérise ainsi par plusieurs paramètres :

- le délai de latence entre le début du stimulus et le pic d'activation est de 4 à 6 secondes.
- la dispersion correspond à la durée du pic d'activation.
- le retour à la ligne de base est effectif en 20 à 30 sec.

5.2.3 Protocole d'activation

L'augmentation d'intensité du signal IRM lors des activations est de l'ordre de 1 à 5%.

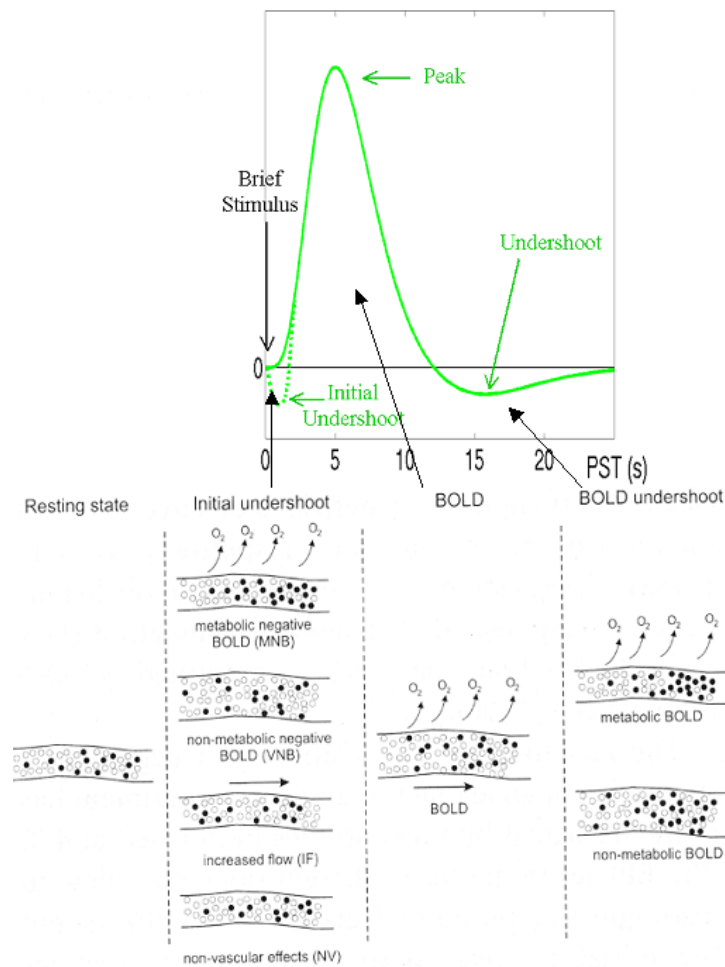


FIG. 5.1 – Exemple de fonction hémodynamique de base et origines du signal

La méthode usuelle qui permet de détecter ces faibles variations consiste à comparer le signal enregistré pendant une période d'activité avec le signal enregistré pendant une période de repos. Il faut pour cela définir le protocole d'activation, qui correspond à la chronologie du test effectué. L'alternance définie entre les phases de repos (R) et les phases d'activation (A) s'appelle le paradigme d'activation. Par exemple, il peut être défini par une période de repos de 30 secondes alternée avec une période d'activation de 30 secondes (figure 5.2).

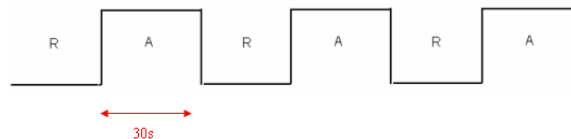


FIG. 5.2 – Exemple de paradigme (A : activité / R : repos)

L'examen commence toujours par l'acquisition d'une séquence « anatomique », qui enregistre les structures du cerveau. Les images fonctionnelles sont ensuite acquises (dans le même plan que les images anatomiques) lors de la réalisation du paradigme d'activation.

5.2.4 Pré-traitements

Les images fonctionnelles obtenues doivent ensuite être mises en forme pour être comparables entre elles. Ces traitements peuvent être réalisés à l'aide du logiciel SPM (Statistical parametric mapping¹²), et sont constitués des opérations suivantes :

- Suppression des premiers volumes de chaque série
- Correction du mouvement dans les séries fonctionnelles ("realign")
- Correction des déformations dans les séries fonctionnelles ("unwarp")
- Recalage intermodalités des images fonctionnelles sur l'image anatomique ("Coregister")
- Correction du décalage d'acquisition entre les coupes fonctionnelles ("Slice Timing")
- Normalisation des images anatomiques et/ou fonctionnelles dans un repère commun ("Normalize")
- Lissage spatial des images fonctionnelles ("Smooth")

5.3 Les méthodes d'analyse

Parmi les méthodes d'analyse des images d'IRMf, une distinction est faite entre les méthodes inférentielles et les méthodes exploratoires.

5.3.1 Les méthodes inférentielles

Les méthodes inférentielles (hypothesis driven) font l'hypothèse d'une certaine forme de réponse au stimulus expérimental. Les données sont analysées pour quantifier la qualité de leur adéquation avec un modèle préétabli. L'inconvénient principal réside dans le fait que la réponse recherchée doit être prévue à l'avance, et modélisée dans l'hypothèse (on ne trouve que ce qu'on cherche). Elles permettent cependant de répondre de façon claire aux questions posées. SPM, l'outil le plus utilisé pour les études en IRMf, s'inscrit dans cette catégorie, en proposant des méthodes d'analyse dérivées du modèle linéaire généralisé (General Linear Model - GLM).

5.3.1.1 Le Modèle Linéaire Généralisé

Le principe de base Le principe général du GLM est de construire des modèles de signaux (paradigme) et d'estimer la relation de linéarité entre ce paradigme et le signal BOLD observé pour chacun des voxels (figure 5.3), corrigé par l'ensemble des pré-traitements. C'est donc une étude univariée c'est-à-dire que chaque voxel est considéré indépendamment des autres. Ensuite on estime les paramètres Bétas (caractéristiques de la relation) par une méthode des moindres carrés afin de minimiser la variance des résidus (minimiser l'erreur résiduelle). Puis on réalise des tests statistiques sur les coefficients estimés, classiquement les tests de Student et Fischer.

Le test de Student se présente sous la formulation suivante :

$$t = \frac{c^T \cdot \beta}{\sigma \sqrt{c^T \cdot (X^T \cdot X)^{-1} \cdot c}} \quad (5.1)$$

¹²<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>

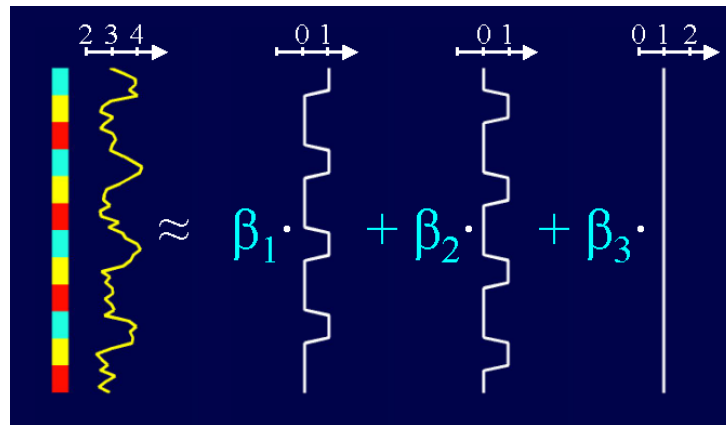


FIG. 5.3 – Formulation classique de la relation entre le signal d'un voxel (colonne de gauche, en jaune) et les régresseurs (en blanc) qui caractérisent les modèles recherchés dans les données.

Ce qui peut être vu comme le rapport de la « taille » de l'effet sur l'incertitude de la taille de l'effet ou comme le rapport de la moyenne sur la variance.

Dans cette équation interviennent 3 facteurs : β est relatif à l'importance de l'effet qui doit être important, σ est la variance de l'erreur résiduelle qui doit être minimale et $X^T \cdot X$ est relatif à la longueur du modèle qui doit être élevée.

Il faut noter ici que l'estimation de σ tient compte de l'hypothèse de sphéricité, c'est-à-dire que les erreurs observées pour chaque voxel, compte tenu du modèle utilisé, sont indépendantes et identiquement distribuées de façon normale.

Le principe présenté ici est la formulation la plus simple. Les résultats sont améliorés lorsqu'on prend en compte d'un certain nombre de phénomènes :

- la dérive basse fréquence : la valeur moyenne du signal n'est pas constante au cours du temps
- les bruits dus aux rythmes cardiaques et respiratoires
- la non-linéarité de la hrf
- la variabilité de la hrf
- les corrélations temporelles de l'erreur résiduelle
- les corrélations spatiales entre voxels voisins

5.3.2 Les méthodes exploratoires

Les méthodes exploratoires ont pour but d'établir quels motifs ou modèles de signaux permettent de générer les données observées et comment ces modèles sont structurés temporellement et/ou spatialement. Elle ne font pas nécessairement d'hypothèse sur la forme des signaux présents dans les données. Cette approche est intéressante pour identifier différents types de signaux contenus dans la réponse (ex : le bruit de la machine, le bruit dû à la respiration, le paradigme, etc ...), dont la forme n'est pas connue *a priori*. Les méthodes principales sont le clustering, l'Analyse en Composantes Principales (ACP), l'Analyse en Composantes Indépendantes (ACI) et les méthodes basées sur les graphes.

On distingue 4 classes de méthodes exploratoires (figure 5.4) qui vont permettre d'identifier des composantes dans le signal observé, en supposant certaines hypothèses sur les signaux :

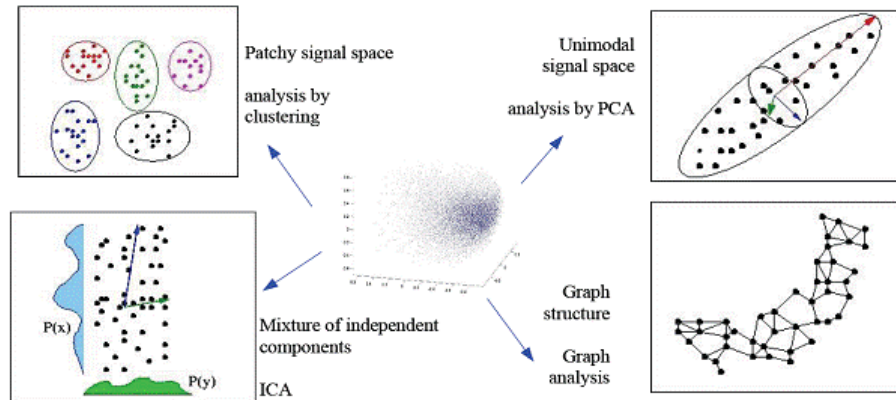


FIG. 5.4 – Les méthodes exploratoires. Le nuage de points central représente la distribution des N (= nombre de voxels) réponses dans l'espace des réponses.

- pour le clustering, on suppose que les données sont une composition de plusieurs groupes de voxels ayant chacun un signal moyen différent.
- pour l'Analyse en Composantes Principales, on suppose que chaque signal expliquant les données a une distribution gaussienne.
- pour l'Analyse en Composantes Indépendantes, on suppose que les signaux expliquant les données sont indépendants les uns des autres.
- pour les méthodes basées sur des graphes, chaque voxel est relié à un voxel dont le signal observé est très proche du sien.

Les méthodes exploratoires nécessitent souvent de définir le nombre de classes ou de modes auxquels on s'intéresse. Ce sont des méthodes coûteuses en temps de calcul, dont les résultats dépendent bien souvent de l'initialisation choisie. De plus les résultats obtenus ne sont pas simples à interpréter et nécessitent souvent des analyses supplémentaires. Cependant elles sont utiles pour l'étude des phénomènes d'IRMf et l'exploration des données acquises. Ainsi, ces méthodes permettent l'étude de l'activité de repos, qui n'est pas modélisable *a priori* par des régresseurs.

5.4 Première étape de l'étude de la connectivité

La connectivité en IRMf est définie dans le cadre de l'étude des réseaux du cerveau spécifiquement activés en réponse à un processus mental donné.

De manière générale, on peut décomposer l'étude de la connectivité en deux grandes étapes [93] : la première consiste à identifier les régions qui vont composer les réseaux et la seconde consiste à déterminer comment elles interagissent. Nous présentons ici la première étape, qui va permettre d'identifier les régions support du réseau, et également de réduire la taille des données. Dans l'idéal, il s'agit de trouver un certain nombre de régions homogènes par rapport à leurs activités fonctionnelles, sans critère *a priori* ni de taille ni de forme de signal.

Pour pouvoir élaborer des comparaisons inter-sujets qui s'appuient sur les régions déterminées, il est important que celles-ci soient définies d'une manière qui permette la normalisation dans un repère commun, sans recourir à un lissage trop important des régions calculées afin de

garantir un recouvrement entre elles pour pouvoir leur affecter un label commun. De plus, les méthodes comme l'Analyse en Composantes Principales [94], l'Analyse en Composantes Indépendantes [95], et le clustering flou [96] permettent de définir des régions en optimisant un critère mathématique qui est respectivement : la décorrélation spatiale, l'indépendance spatiale et l'homogénéité intra clusters. Mais ces critères ne sont pas nécessairement liés à la connectivité fonctionnelle.

Nous présentons ici l'approche clustering, qui permet de générer des régions homogènes par rapport à un critère, et pour laquelle des propositions existent pour créer des parcelles homogènes par rapport à la connectivité fonctionnelle et cohérentes avec une mise en correspondance multisujets [97, 98].

5.4.1 Critères de clustering

Selon le critère spécifié, on pourra réaliser différents types de clustering [99] :

5.4.1.1 Clustering anatomique

Le clustering anatomique vise à séparer les différentes régions par rapport à un critère anatomique. Ce critère est classiquement la séparation des régions par rapport aux gyri ou aux sillons corticaux. Cette méthode a deux inconvénients : elle n'est pas adaptée à une généralisation aux études multisujets, et les régions anatomiques ne correspondent pas nécessairement aux activités fonctionnelles.

5.4.1.2 Clustering par homogénéité de la hrf

Ce clustering vise à séparer en régions homogènes par rapport à la HRF.

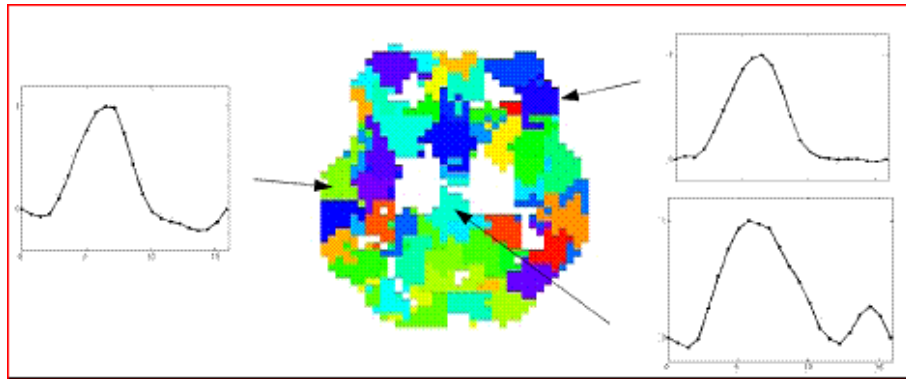


FIG. 5.5 – Exemple de clustering en régions homogènes par rapport à la forme de la HRF estimée à partir des données observées.

Les résultats de la figure 5.5 montrent une variation de la forme de la HRF en fonction de la localisation, mais comme pour le clustering anatomique, ce n'est pas parce que la forme de la HRF est homogène que l'activité fonctionnelle l'est également. Cette méthode ne peut donc pas non plus être utilisée dans le cadre de l'étude des réseaux fonctionnels. Cependant, une hypothèse peut être faite. Il s'agit peut être de régions homogènes du point de vue de leur vascularisation.

5.4.1.3 Clustering fonctionnel

L'idée de cette méthode est de regrouper les voxels en régions homogènes spatialement et fonctionnellement (figure 5.6). Classiquement on regroupe en régions des voxels voisins ayant des valeurs de β relativement semblables par rapport à un test.

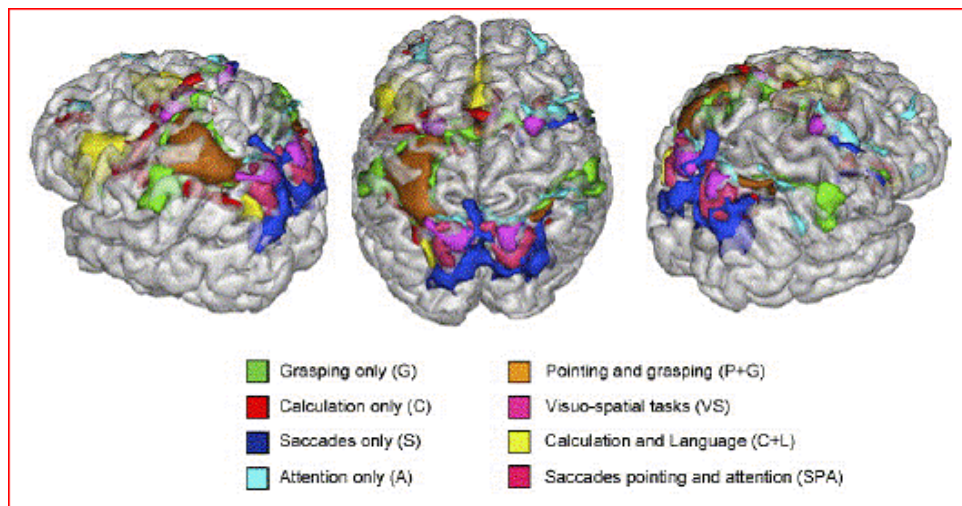


FIG. 5.6 – Exemple de clustering fonctionnel

Cet exemple a permis de mettre en évidence des régions différentes spécifiquement activées par différents tests.

L'intérêt de cette méthode est que les régions obtenues sont bien homogènes dans l'espace, car un lissage a été effectué, et homogènes par rapport à leurs activités fonctionnelles, car elles répondent au même test. Cependant l'inconvénient est que l'homogénéité fonctionnelle se fait par rapport à un modèle dont on fait l'hypothèse *a priori*. On ne pourra observer que les régions correspondant aux signaux recherchés. Il est possible que les régions obtenues ne correspondent qu'à un sous-réseau du réseau effectivement impliqué dans le test. On risque donc d'être un peu restrictif en ne tenant compte que de ces régions.

5.4.1.4 Clustering de connectivité fonctionnelle

La méthode de Bellec [97] consiste à définir les réseaux comme des ensembles de régions, homogènes du point de vue de la connectivité, dont les activités sont corrélées entre elles. Deux types de connectivités sont ainsi définies : la connectivité locale et la connectivité large échelle.

Dans un premier temps, il s'agit de regrouper les voxels en régions homogènes c'est-à-dire des voxels dont les activités sont corrélées entre elles : c'est la connectivité locale. Le principal problème est donc de s'affranchir de la corrélation spatiale due au bruit (cardiaque, respiratoire, etc. ...). La corrélation des différentes régions sera estimée en fonction de la distance qui les sépare, c'est le corrélogramme. Ce corrélogramme va ainsi permettre de définir une corrélation locale, une corrélation asymptotique et une distance limite caractérisant le passage de la connectivité locale à la connectivité large échelle (ou régionale). Cette distance définit la distance limite à partir de laquelle deux régions sont corrélées vraisemblablement par autre chose que du bruit, en l'occurrence de l'activité.

L'idée de cette méthode est tout à fait intéressante car elle permet d'identifier des régions homogènes par rapport à leurs signaux sans préjuger de la forme de ces signaux. Cela permet également une réduction des données. Mais la méthode ne permet cependant pas directement l'étude multisujets, et le critère d'arrêt du regroupement de régions est un critère de taille qui est arbitraire, et peut amener la définition de régions de taille trop uniforme.

5.5 Parcellisation des données

Le profil de connectivité d'une région donnée est défini comme étant le vecteur des distances fonctionnelles entre la région et l'ensemble des régions du cerveau. Dans notre cas la distance fonctionnelle utilisée n'est autre que la corrélation entre les réponses hémodynamiques de notre région et celle de chaque région du cerveau. Ainsi s'il existe N régions dans le cerveau, il convient donc de calculer N profils de connectivité qui sont autant de vecteurs de longueur N . Dans le cas courant de volume contenant $64 \times 64 \times 40$ voxels, N est égal à 163840 et donc cela revient à calculer 26843545600 valeurs ce qui est très rapidement fastidieux. Une étape initiale de réduction des données est donc nécessaire.

De plus, la résolution imposée par la taille des voxels ne reflète pas forcément la résolution spatiale réelle des données. La réduction des données en petites régions va ainsi regrouper les voxels afin que chaque région d'activité soit caractérisée au mieux. La méthode proposée ici va permettre d'extraire des régions de taille variable.

Cette réduction des données va donc avoir pour objectif de regrouper les voxels en régions homogènes du point de vue fonctionnel et compactes du point de vue spatial. Il s'agit donc passer de données de taille $64 \times 64 \times 40$ à des données de taille proche de 1000 et ainsi rendre possible le calcul des profils de connectivité.

Ce travail se base sur les travaux de Bertrand THIRION [98].

Les données que nous manipulons en IRM fonctionnelle sont des données 4D. Il s'agit d'un volume pour lequel chaque élément est un signal qui évolue dans le temps.

L'objectif de la parcellisation va être de réduire les données afin qu'elles aient une taille qui les rende manipulables et que l'information, c'est-à-dire les signaux contenus dans chaque voxel, soit préservée. Nous allons regrouper les voxels voisins en fonction de leur similarité fonctionnelle.

La méthode utilisée pour la réduction des données se décompose en plusieurs étapes :

- création d'un graphe de voisinage
- pondération du graphe de voisinage par la distance fonctionnelle
- recherche du plus court chemin
- clustering C-means

5.5.1 Etapes

1. Initialisation des régions : sélection des voxels $V(i)$ contenus dans la substance grise à partir de l'image anatomique segmentée.
2. calcul des profils de connectivité de chaque région avec 300 régions de référence.
 $PC(V(i)) = [\text{corr}(V(i), VR(j))], i=1..N \text{ et } j=1..300$

3. calcul du graphe de voisinage en 6-connectivité pondéré par la distance fonctionnelle.
 $\text{GRAPHE}(V(i), V(\text{vois}(i))) = \text{DF}(V(i), V(\text{vois}(i)))$, avec $\text{vois}(i)$ le voisinage de i
4. calcul de la matrice de topographie par calcul du plus court chemin entre chaque région et les 300 régions de référence.
NB. La méthode du plus court chemin utilise l'algorithme de Dijkstra
5. C-means sur la matrice de topographie afin de déterminer K clusters.

5.5.2 Création d'un graphe de voisinage

La première étape consiste donc à créer un graphe de voisinage. Ce graphe va faire le lien entre chaque région et ses voisins. Initialement les régions correspondent à chaque voxel. Dans notre cas nous avons choisi un voisinage en 6-connectivité. Cela va permettre de ne considérer que les fusions concernant une région et ses voisins et ainsi permettre d'obtenir par la suite des régions compactes spatialement. Il faut ensuite définir un critère de fusion de chaque région avec les voisins pris en considération, ce qui va être réalisé au moyen d'un graphe de voisinage pondéré.

5.5.3 Pondération du graphe de voisinage

L'étape suivante va permettre de changer de métrique pour tenir compte d'une distance fonctionnelle et spatiale. Il s'agit de pondérer le graphe de voisinage par une distance fonctionnelle. Ainsi si cette distance fonctionnelle est petite elle va avoir tendance à rapprocher les voxels fonctionnellement similaires et éloigner les voxels fonctionnellement différents.

La distance fonctionnelle que nous utilisons se base sur la notion de profil de connectivité. Il s'agit donc de calculer les profils de connectivité pour chaque voxel, non pas sur l'ensemble du cerveau, mais avec R régions de référence prises au hasard dans notre volume. Nous avons choisi de prendre R égal à 300 pour des raisons de temps de calcul. En prenant R égal à 300, nous choisissons une valeur très inférieure à N, le nombre de voxels dans l'image, et la taille du profil de corrélation est suffisamment grande pour qu'une large majorité des valeurs de corrélation du profil soit uniquement due à une corrélation d'information et non à une corrélation spatiale du bruit. En effet, compte tenu des métabolismes mis en œuvre et des séquences d'acquisition particulières en IRM fonctionnelle, on sait qu'il existe une certaine corrélation spatiale dans les volumes de données, introduisant une corrélation entre chaque voxel et ses proches voisins. Il est ainsi difficile de dire si une corrélation entre les signaux de deux régions voisines est principalement due à l'information qu'elles contiennent ou au bruit. Cependant si les signaux de 2 régions sont corrélés et sont suffisamment éloignés on peut dire que cela est dû à leur information [97]. Ainsi, les profils de corrélation calculés entre chaque région et les R régions de référence ne seront que très peu influencés par la corrélation spatiale du bruit : seules les corrélations entre la région et des régions de référence qui seraient situées à proximité de la région en question seraient potentiellement polluées par la corrélation spatiale due au bruit. C'est l'atout majeur de cette notion de profil de corrélation.

La distance fonctionnelle DF est définie par rapport à ces profils de connectivité PC. Soit $\text{PC}(i)$ le profil de connectivité de la région i , et $\text{PC}(j)$ celui de la région j voisine de i , alors la distance $\text{DF}(i, j)$ est telle que :

$$DF(i, j) = \frac{||PC(i) - PC(j)||}{2 * \sqrt{R}} \quad (5.2)$$

Cette distance fonctionnelle prend donc des valeurs comprises entre 0 et 1.

La pondération du graphe de voisinage va rapprocher les voxels voisins ayant des profils de connectivité semblables et éloigner les autres.

La distance fonctionnelle choisie permet de situer chaque région par rapport aux autres dans l'espace fonctionnel qu'elles constituent. C'est-à-dire que chaque région est plus ou moins corrélée aux autres régions du cerveau.

5.5.4 Recherche du plus court chemin

A partir du graphe pondéré ainsi obtenu, il est ensuite possible de calculer le plus court chemin entre chaque voxel et l'ensemble des autres voxels. En pratique, nous nous limitons au calcul du plus court chemin entre chacun des voxels et les R régions de référence initialement choisies pour le calcul du profil de connectivité. C'est de façon arbitraire que nous avons choisies de reprendre les mêmes régions. Sachant qu'il suffit de D coordonnées pour localiser tout point d'un espace de dimension D, un R égal à 3 devrait être suffisant pour localiser une région dans notre espace [98]. Cependant nous avons choisi ces 300 régions par excès de prudence, en effet si une région est isolée et donc qu'il n'existe pas de chemin entre elle et un grand nombre de régions du volume, il se peut que malgré ce choix de 300, nous ayons en réalité beaucoup moins de coordonnées pour la repérer dans notre espace de données.

Le calcul du plus court chemin est réalisé avec l'algorithme de DIJKSTRA.

L'intégration sur le plus court chemin va nous fournir une distance globale de chaque région avec l'ensemble des autres régions. Cette distance globale va ainsi refléter la structure spatio-fonctionnelle (la topologie) des données et rapprocher les voxels formant des régions compactes et fonctionnellement homogènes et dans le même temps éloigner les régions distinctes les unes des autres.

Cette étape va permettre un meilleur clustering des données par la suite.

5.5.5 Clustering c-means

C'est l'étape finale, qui consiste à regrouper les régions en fonction de leur topologie. Cette étape de fusion nécessite un critère d'arrêt qui peut être un critère de similarité ou le nombre de régions désirées. Nous avons choisi de prendre comme critère le nombre de régions final afin de mieux maîtriser la réduction des données en terme de volume de données finales. En effet, un critère de similarité ne nous permet pas de savoir à l'avance si la réduction sera suffisante pour la suite de nos traitements. De plus, il ne paraît pas simple de fixer un critère de similarité, celui-ci devra en effet dépendre de la taille de l'image, plus exactement du volume imagé, du rapport signal sur bruit de l'image et de la corrélation spatiale du bruit qui est en partie influencée par les séquences utilisées en IRM.

Nous avons donc fixé le critère d'arrêt à 1000 régions. Ce choix est suffisamment petit pour obtenir une réduction des données qui les rende manipulables et suffisamment grand pour que ne soient pas fusionnées des régions trop dissemblables.

Ce choix permet de sous-estimer le nombre de fusions à réaliser. En effet, les régions finalement obtenues se voient attribuer le signal moyen des voxels qu'elles contiennent. Ainsi si les voxels sont fonctionnellement proches, l'information commune qu'ils partagent sera donc mise en avant du fait de l'augmentation du rapport signal sur bruit qu'impose le moyennage. En revanche, si ce moyennage se fait sur des voxels contenant des informations totalement différentes, le risque est de créer un signal n'ayant rien à voir avec l'information contenue initialement dans les données.

C'est donc pour un souci de préservation de l'information que nous choisissons un nombre de régions finales qui ne soit pas trop petit.

5.5.6 Résultats

5.5.6.1 Application à des données de synthèse (HELLO)

La méthode de réduction a d'abord été testée sur des données de synthèse. Ces données correspondent à une série de données 4D pour laquelle chaque image est composée de 6 régions distinctes, 5 ayant pour forme les différentes lettres du mot HELLO et la 6ème correspondant au fond de l'image, chaque région ayant un signal différent (figure 5.7). Ensuite cette série d'image est plus ou moins bruitée par un bruit blanc de variance plus ou moins importante (figure 5.8).

Le signal bruité Sb du signal $S(t)$ est donc de la forme :

$$Sb_{N\%}(t) = S(t) + N\% * B(t) \quad (5.3)$$

avec $N\%$ égal à S_{max} multiplié par le pourcentage de bruit choisi et $B(t)$ un bruit blanc de valeur comprise entre 0 et 1.

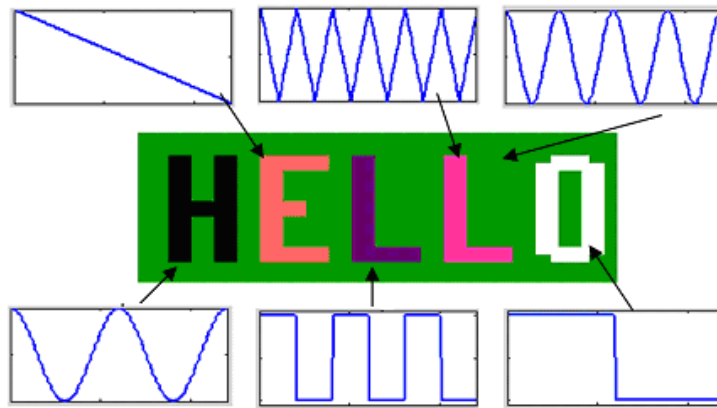


FIG. 5.7 – L'image 'HELLO' et les signaux utilisés

Ces données sont donc réduites puis analysées à l'aide du logiciel SPM.

Dans un premier temps on peut constater que pour des valeurs de variance du bruit de 20%, la sensibilité est de 100%, c'est-à-dire que l'ensemble des régions initiales sont retrouvées après réduction.

Bien évidemment, si le nombre de clusters recherché est supérieur à 6, le nombre de régions initiales, chaque région va être scindée en plusieurs régions. Sur la figure 5.9b, on constate que

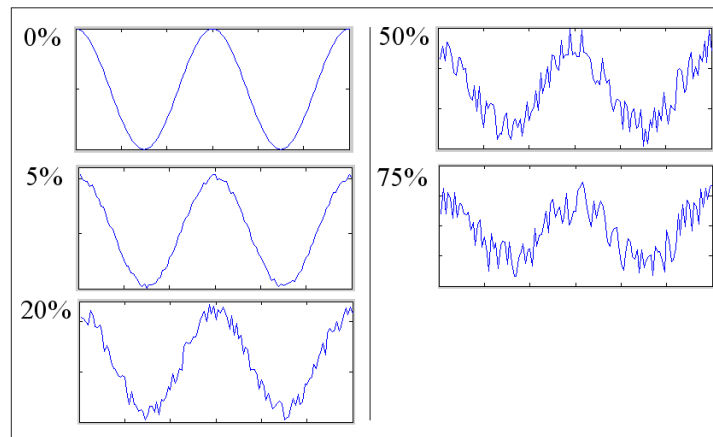


FIG. 5.8 – Exemple d'un signal avec des valeurs de variances de bruit différentes

les frontières des régions sont bien respectées et que ces régions sont scindées en quelques 4 à 8 régions différentes.

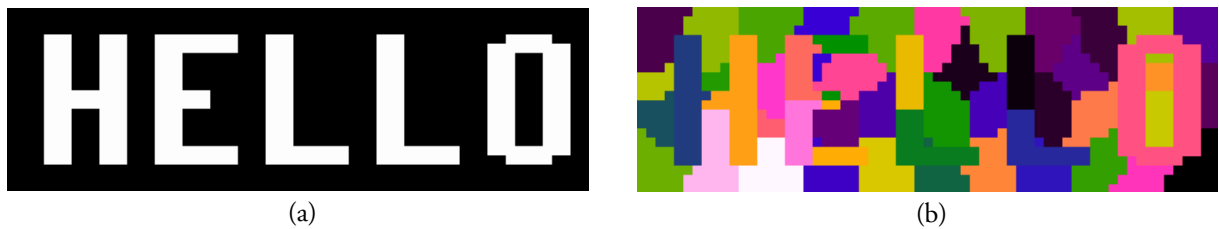


FIG. 5.9 – Les régions initiales (à gauche) les 50 clusters obtenus sur des images avec une variance du bruit de 20% (à droite). Chaque cluster est identifié par une couleur différente.

Pour une variance du bruit de 75%, les résultats obtenus sont moins concluants, le « L » central est effacé et se confond avec le fond (figure 5.10).



FIG. 5.10 – Les 50 clusters obtenus sur des images bruitées à 75%.

Un autre résultat est celui qui s'impose si le nombre de clusters recherchés est inférieur au nombre de régions. En effet les régions se retrouvent fusionnées et dans ce cas leur signal est complètement modifié comme l'illustre la figure 5.11.

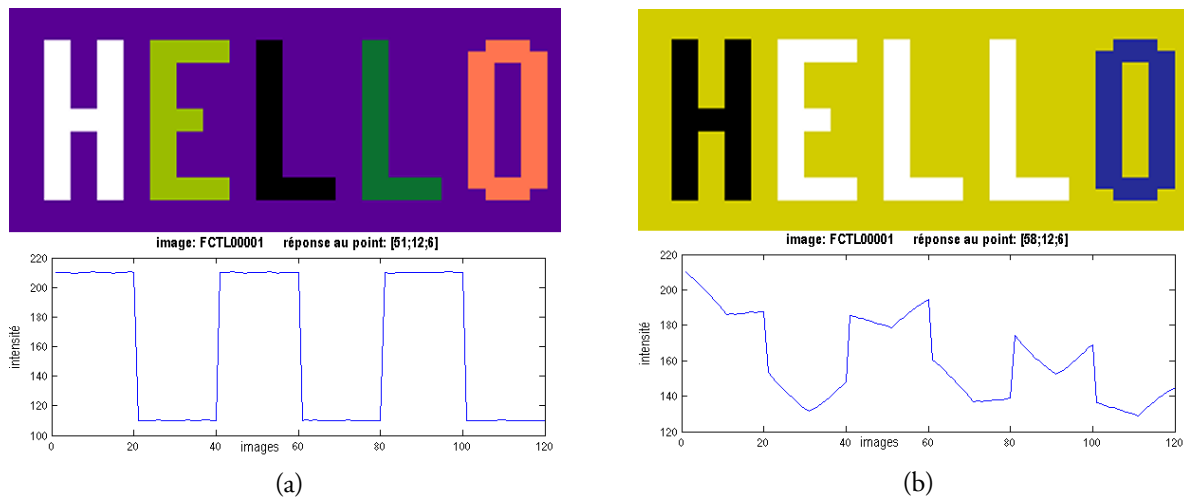


FIG. 5.11 – (a) les 6 clusters correspondant aux 6 régions recherchées. (b) les 4 clusters obtenus et les signaux correspondant à la lettre " L " centrale pour chacun des cas

5.5.6.2 Application à des données réelles

Il s'agit ici de confronter les résultats obtenus sur des données correspondant à des tests simples. On compare donc les données directement traitées avec le logiciel SPM et les données réduites puis traitées par SPM.

Les tests utilisés ici, ont des consignes relativement simples : pour le test visuel, il s'agit pour le sujet de fermer et d'ouvrir les yeux toutes les 15 secondes, pour le test audio, il entend un bruit pendant 15 secondes et plus rien pendant 15 secondes, pour le test moteur il s'agit de bouger alternativement la main droite et la main gauche. Ce sont des tests classiques en IRM fonctionnelle et de plus très robustes : ils présentent très peu de variabilité interindividuelle.

La figure 5.12 illustre des résultats obtenus sur des données visuelles. Ces résultats mettent en avant une meilleure sensibilité sur les données réduites. En effet les valeurs du test de Student sont supérieures pour les données réduites puisqu'elles sont en moyenne de 14.73 pour les données initiales et de 16.51 pour les données réduites. Ces mesures n'ayant été réalisées que sur un jeu de données, il n'est pas possible de conclure sur leur significativité, cependant notre souci étant de ne pas dégrader l'information initiale, on voit qu'il n'y a pas de perte d'information. En fait, cette information est légèrement débruitée du fait du moyennage des signaux sur une région. De plus on peut constater que les régions obtenues sont plus grandes et plus compactes du fait d'un rapport signal sur bruit augmenté par le moyennage des signaux à l'intérieur de chaque région.

Pour les données audio, illustrées par la figure 5.13, on peut constater des valeurs du test de Student légèrement inférieures : de 10,71 pour les données initiales et de 8,68 pour les données réduites. Ceci est dû au fait que les régions auditives sont des plus petites régions que les régions visuelles. Il se peut donc que le nombre de clusters recherchés (500) soit trop faible, ce qui a pour conséquence de moyennner le signal recherché avec des signaux voisins qui lui sont proches mais qui le modifie sensiblement. On peut cependant constater que certains faux positifs des données initiales, disparaissent après réduction, comme l'illustre la figure 5.13 : dans l'image de gauche, une région isolée et ne correspondant en rien aux régions auditives semble activée

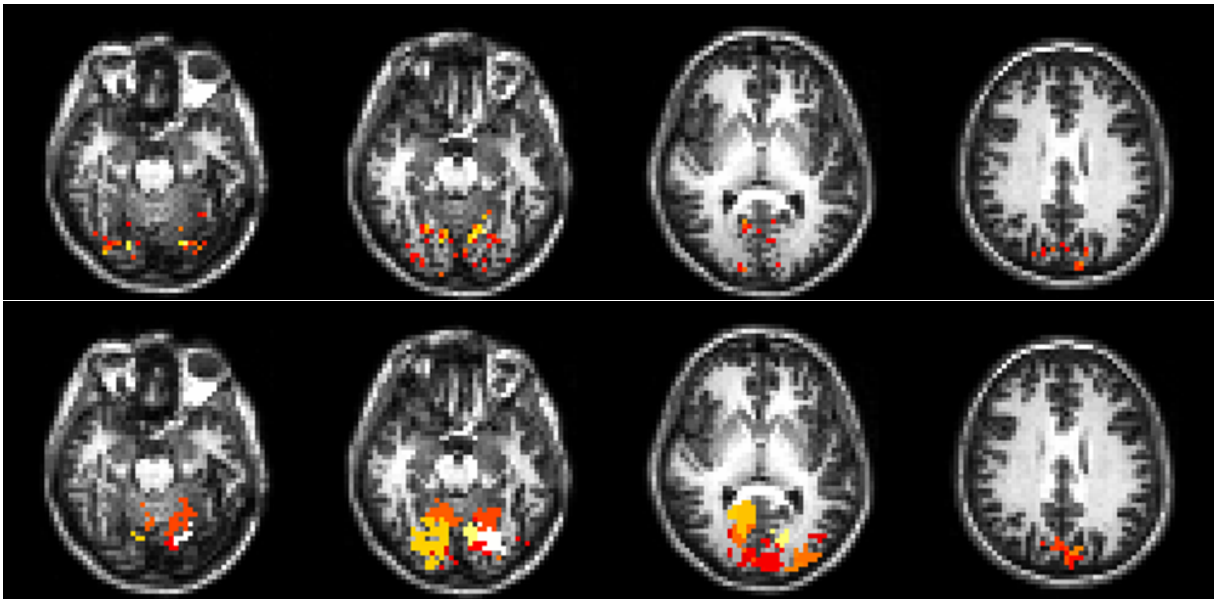


FIG. 5.12 – Test visuels. La 1ère ligne montre les résultats obtenus par SPM avec $p < 0,05$ sans réduction et ceux de la seconde ligne sont ceux obtenus après réduction des données en 500 clusters

dans les images initiales, et elle n'est pas retrouvée sur les images réduites.

Les résultats sur le test moteur, illustrés par la figure 5.14, permettent à nouveau de montrer l'influence du nombre de clusters recherchés. Les valeurs du test de Student pour ces 2 jeux de résultats sont respectivement de 6,88 pour la réduction en 500 régions et de 9,47 pour la réduction en 1000 régions.

5.6 Conclusion du chapitre

La méthode de réduction des données présentée dans ce chapitre permet de regrouper les voxels en régions compactes et homogènes. Nous l'avons montré sur des données de synthèse, et nous avons comparé les résultats obtenus après réduction, avec un nombre variable de régions, avec les résultats obtenus sans réduction. Nous avons ainsi montré sur trois jeux de données provenant de tests différents que l'information n'est pas dégradée par notre méthode de réduction.

Notre méthode nécessite de spécifier *a priori* le nombre de régions que l'on souhaite obtenir. Cela a l'avantage de choisir la taille finale des données, ce qui, dans notre cas, est primordial pour que les données soient ensuite manipulables. Il faut cependant bien avoir à l'esprit que ce choix du nombre de clusters va avoir une conséquence sur la taille des régions obtenues et sur la préservation de l'information présente dans les données initiales.

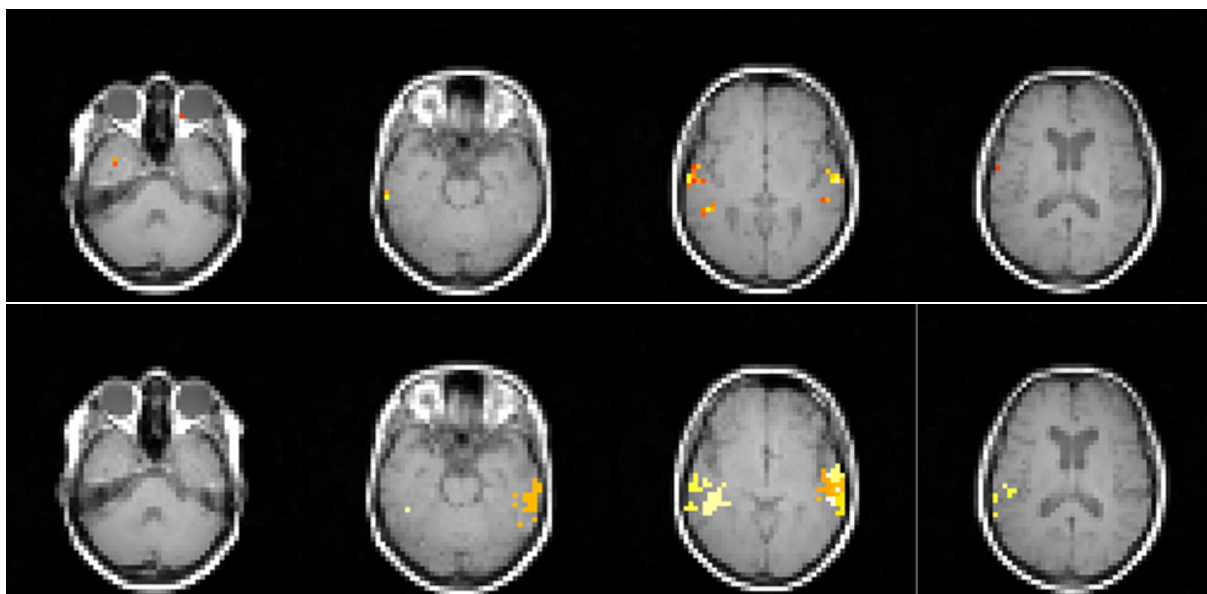


FIG. 5.13 – Test audio. La 1ère ligne montre les résultats obtenus par SPM avec $p < 0,05$ sans réduction et ceux de la seconde ligne sont ceux obtenus après réduction des données en 500 clusters

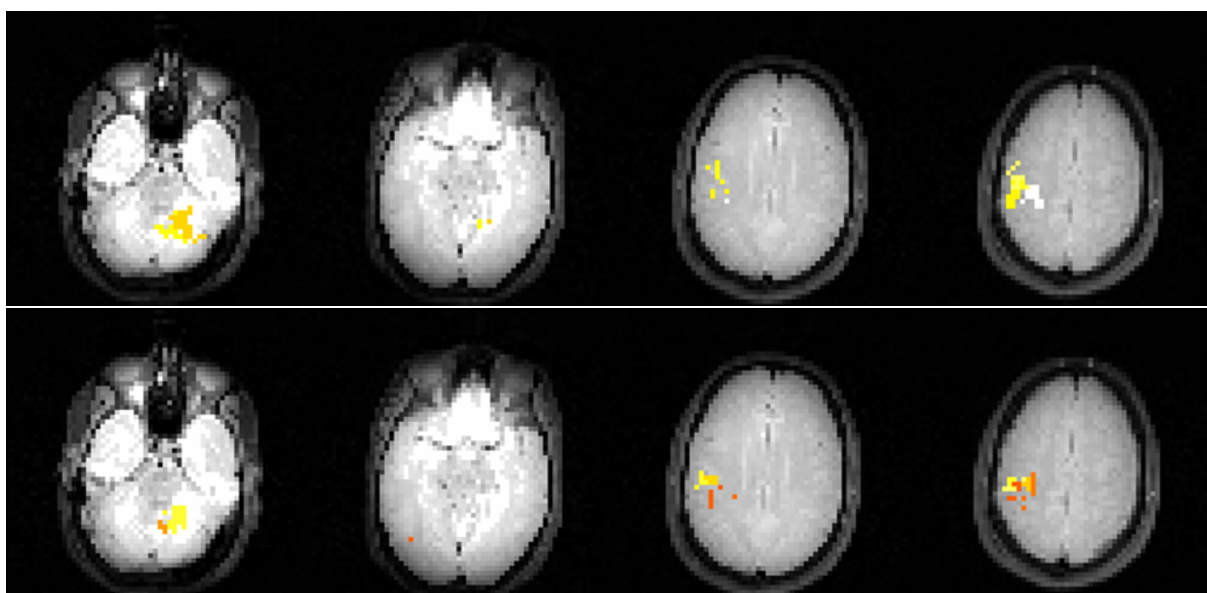


FIG. 5.14 – Test moteur. La 1ère ligne montre les résultats obtenus par SPM avec $p < 0,05$ après réduction des données en 500 clusters et ceux de la seconde ligne sont ceux obtenus après réduction des données en 1000 clusters

Troisième partie

Modèles pour l'Art Virtuel

Chapitre 6

Spline et Idéal

Du réel au virtuel, et réciproquement

6.1 Introduction

Nous avons développé une approche de sculpture virtuelle originale, que nous avons appelée « Spline et Idéal », incarnée dans un modèle interactif, *Splimo*, spécifiquement conçu pour la création d'œuvres composées de tubes splines définis dans l'espace et dans le temps.

Orienté vers la création artistique, *Splimo* (spline modeler), permet de réaliser la transcription virtuelle d'œuvres d'art réelles ainsi que la création de sculptures virtuelles animées. Dessiner des tubes dans le monde virtuel est une manière de se libérer des contraintes des sculptures réelles, c'est pourquoi nous l'appelons *Idéal*. Ces œuvres virtuelles sont présentées au regard et à l'interaction dans un mode spécifique du logiciel appelé : *mode exposition*. L'esprit du projet *Spline et Idéal* consiste également à réaliser des prototypes virtuels pour expérimenter de nouvelles formes dans le monde *Idéal*, qui seront ensuite fabriquées dans le monde réel.

Ce travail est le résultat d'une rencontre initiale avec une artiste plasticienne, Anne HEFF, autour du thème des courbes. Ce thème est un élément central de son travail dans le monde réel, et elle l'a décliné sous différentes formes. Elle a commencé avec des dessins de strophoïdes 2D, à l'encre. Une strophoïde est une courbe d'équation $x(x^2 + y^2) = a(y^2 - x^2)$ dont la représentation est une boucle. L'artiste a ensuite varié les techniques de réalisation, toujours en formant des boucles, du tricot aux cordes, des cordes aux drains en plastique (figure 6.1), du plastique au métal.

Ses travaux plus récents l'ont amenée à réaliser des œuvres monumentales, et à travailler avec différentes institutions : bibliothèque, médiathèque, municipalité, et centre d'art contemporain, en France et au Canada.

La difficulté à créer directement des œuvres monumentales l'a conduite à avoir besoin d'esquisses, de brouillons et de modèles.

Les modèles virtuels permettent au sculpteur de créer librement des formes, dans un monde idéal, sans les contraintes du monde matériel. Il devient ainsi possible de réaliser une présentation virtuelle *in situ* d'une œuvre dans son futur environnement. C'est le cas par exemple de sculptures destinées à orner les façades de mairies ou de chapelles. Notre projet « Spline et Idéal » rend la modélisation intuitive, en masquant la complexité mathématique de la représentation des objets. Nous avons de plus construit cet outil de manière à unifier les trois

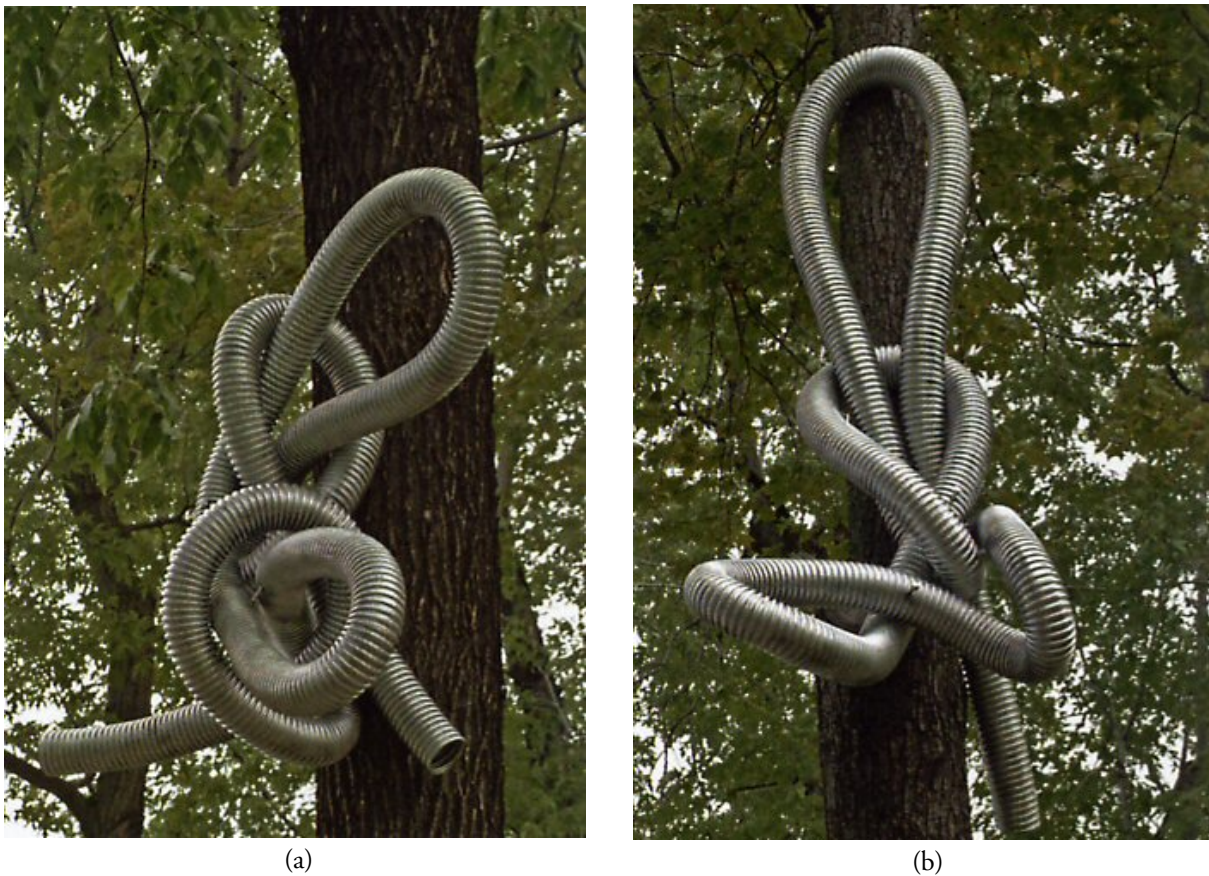


FIG. 6.1 – *Roses Strophoides*, 2004. Drains de polyéthylène, peinture métallique en aérosol, manchons en plastique, tiges de métal, boulons, dimensions variables

dimensions de l'espace avec celle du temps. Notre implémentation permet une interaction directe en temps réel avec les données, et le sculpteur dessine aisément aussi bien les courbes qui portent les tubes que celles qui représentent les trajectoires des objets.

Nous allons maintenant expliciter notre choix en le comparant avec d'autres approches de la sculpture virtuelle en section 6.2, puis nous détaillerons les fonctionnalités de *Splimo* en section 6.3, en présentant des résultats.

Les projets de recherche se rencontrent aussi. Ce fut le cas du modèle déformable 4D (chapitre 1), développé lors de la thèse d'Aassif BENASSAROU, qui trouva avec *Spline et Idéal* un autre champ d'application. Et *Splimo* évolua, les courbes Splines devenant les supports matériels de forces externes pour modéliser interactivement la surface déformable. Nous présentons la manière dont nous avons défini ces nouvelles forces externes, et la plateforme logicielle hybride, appelée *Splimo SE*, pour *Splimo Snake Evolution*, qui les intègre en section 6.4. Nous montrons également des exemples de sculptures virtuelles surfaciques qu'elle a permis de réaliser.

6.2 Sculpture virtuelle

Certaines approches de la sculpture virtuelle mettent l'accent sur des systèmes à immersion avec des dispositifs de manipulation 3D [100], ou des dispositifs spécifiques, comme

ShapeTape [101]. Nous avons fait le choix de développer un logiciel qui fonctionne sur des configurations courantes, sans périphérique spécifique. L'important étant de permettre la création et la modification des données, quel que soit le choix des primitives structurantes, que ce soient des volumes [102], des surfaces [103, 104, 105] ou des cylindres généralisés et des courbes [101, 106, 100]. Pour nous le choix des derniers comme éléments de base a été immédiat au vu du type de structure que l'on désire réaliser. La déformation est réalisée avec des outils spécifiques : des poignées et des volumes d'attraction [103], des outils 3D ayant des formes particulières, comme des ellipsoïdes [102], la manipulation directe des déformations de forme libre [107], des forces [108, 105], ou encore le dessin et l'édition directs des courbes. Nous avons choisi d'éditer les courbes à la fois directement et par l'intermédiaire de leurs points de contrôle, et nous allons détailler des caractéristiques dans la section suivante.

6.3 Splimo

Le noyau de Splimo est basé sur des splines de Catmull-Rom [109], qui sont des splines interpolantes cubiques. Ce choix a été opéré pour sa cohérence avec nos travaux précédents sur l'animation d'objets splines pour la simulation de tricot [110, 111]. Nous considérons une courbe spline comme la succession de n_s segments de courbe, définis comme la combinaison fonctionnelle d'un ensemble commun de n points de contrôle 3D, $\mathbf{p}^i(t)$, dont la position varie au cours du temps, pondérés par un ensemble de fonctions paramétriques $b_i^j(\omega)$. La position $\mathbf{p}$ d'un point appartenant au segment j , de coordonnées paramétriques ω , au temps t , est donnée par :

$$\mathbf{p}(j, \omega, t) = \sum_{i=1}^n b_i^j(\omega) \cdot \mathbf{p}^i(t) \quad 1 \leq j \leq n_s, \omega \in [0, 1] \quad (6.1)$$

Le sculpteur peut ainsi simplement et intuitivement dessiner une courbe et la modifier par l'intermédiaire de ses points de contrôle. Nous avons ajouté la possibilité de déplacer directement un ou plusieurs segments de courbe, et d'ajouter ou de supprimer un point de contrôle sur n'importe quelle courbe. Les travaux existants sur la conception d'outils d'édition de courbes 3D [101] ont montré que pour plus de précision dans la manipulation des courbes 3D, il est préférable qu'elles soient créées et éditées dans des vues orthographiques 2D de la scène 3D. Nous avons ainsi fait le choix de fournir quatre vues au sculpteur. Trois d'entre elles sont orthographiques, et la quatrième est une vue perspective (figure 6.2). Dans cette dernière vue, les éléments de la scène sont également facilement édités : ils se déplacent sur un plan virtuel perpendiculaire à la direction de visée de la caméra virtuelle.

6.3.1 Le noyau : les splines spatiales

Les splines sont utilisées pour générer des cylindres généralisés. Tous leurs paramètres peuvent être édités : le nombre et la localisation des points de contrôle, le rayon et la raideur le long de la courbe, les propriétés matérielles et les textures. Une nouvelle branche peut être ajoutée à la courbe en n'importe quel point de contrôle. Deux points de contrôle non voisins peuvent être fusionnés, quelle que soit leur localisation dans la courbe : qu'ils soient à une extrémité ou en son milieu.

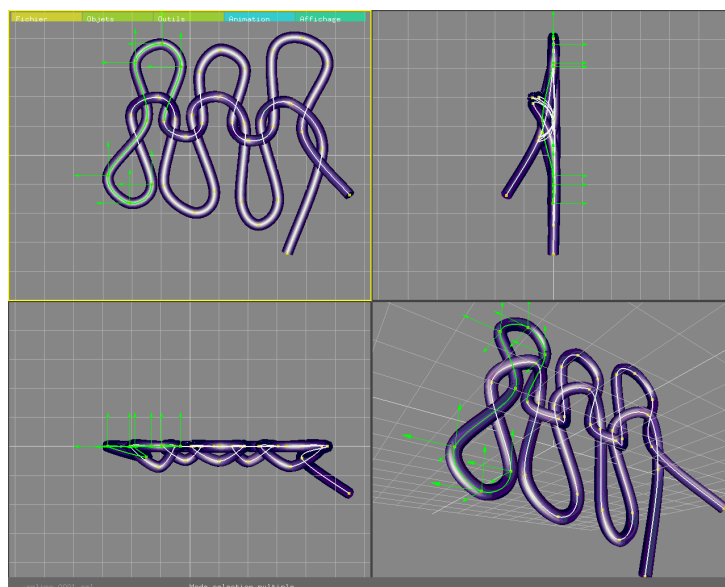


FIG. 6.2 – Interface utilisateur de Splimo)

6.3.2 Animation : les trajectoires spline

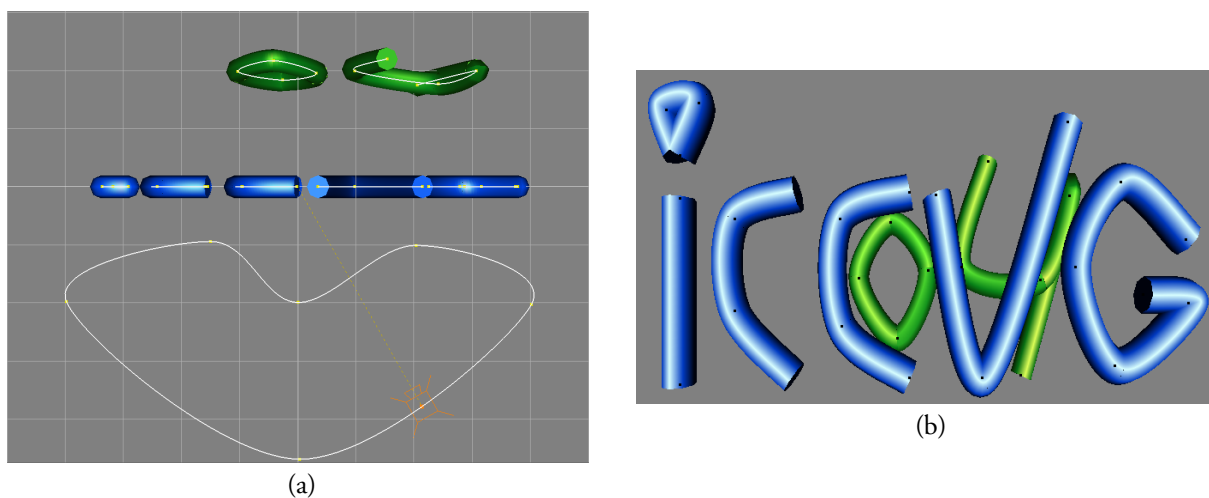


FIG. 6.3 – A gauche : vue de dessus de la scène avec trajectoire de la caméra. A droite : vue de la scène depuis la caméra, à la fin de l'animation

Une courbe peut également être choisie en tant que trajectoire pour un objet, qu'il soit une lampe, une caméra, ou même un point de contrôle d'une autre courbe. La vitesse de déplacement peut être ajustée sur chaque segment composant cette trajectoire.

6.3.3 Mode exposition

Le *mode exposition* est dédié à la présentation interactive de l'œuvre réalisée. Le visiteur peut voir la sculpture sous différents points de vue, avec une modification des paramètres de la

caméra, et cela de deux manières différentes :

- en modifiant interactivement l’angle d’observation
- en laissant la caméra suivre une trajectoire définie par le sculpteur (figure 6.3).

Ce dernier mode est plus performant que le mode de présentation que l’on trouve dans certains logiciels commerciaux, comme le modèleur de NURBS Rhinoceros ¹³.

De plus, la sculpture ne représente pas un objet fixe, mais un objet qui se déforme au cours du temps, grâce à l’évolution des points de contrôle le long de trajectoires.

L’originalité de notre *mode exposition* est de permettre de surcroît au visiteur de déformer la sculpture, et ce, de manière respectueuse vis-à-vis de l’œuvre. En effet, tout déplacement d’un point de contrôle par le visiteur entraîne la modification du calcul de sa trajectoire, de manière à ce que le point rejoigne sa trajectoire initiale au bout d’un temps réglé dans le logiciel. Ce temps est fixé à deux secondes. De cette manière, le visiteur peut s’approprier l’œuvre en la déformant, sans que son action ne soit destructrice.

Une classification en trois groupes des modes de présentation des œuvres d’art 3D animées a été proposée dans [112].

1. L’œuvre ne bouge pas, et n’est pas déformée
2. Des éléments de l’œuvre peuvent être déplacés par les spectateurs
3. L’œuvre est animée.

Nous pouvons ainsi constater que cette classification est insuffisante, et que notre *mode exposition* présente des modalités originales.

Il peut être défini comme suit : l’œuvre est animée et déformée par les spectateurs, et sa plasticité lui permet de retrouver ses caractéristiques propres lorsque cesse l’action du visiteur.

6.3.4 Des sculptures réelles aux virtuelles

Nous montrons ici en guise d’exemple la transcription virtuelle de deux sculptures. La *fourchette* est une œuvre composée de deux drains de polyéthylène de sections différentes (figure 6.4).

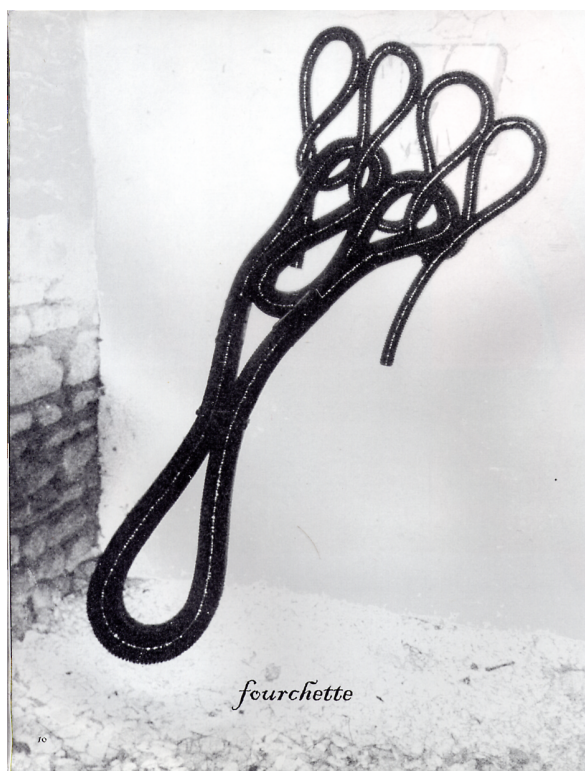
Le *cœur* est une autre œuvre composée de drains de polyéthylène. La figure 6.5 illustre l’utilisation d’une photographie de l’œuvre réelle chargée dans l’interface de *Splimo* pour faciliter l’opération de transcription virtuelle.

6.3.5 Conclusion

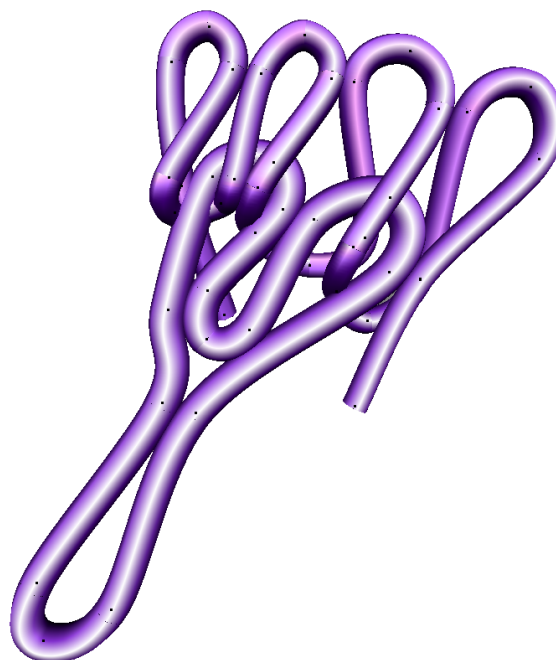
Nous avons présenté un travail original qui a eu comme point de départ la rencontre avec une artiste plasticienne. *Splimo* est un modèleur interactif simple à utiliser, conçu pour élaborer des sculptures virtuelles composées de tubes splines dans le monde *Idéal*. Ces sculptures peuvent être la transcription de sculptures réelles, ou des créations virtuelles. Un mode de présentation original, appelé *Mode exposition* permet la présentation animée des sculptures, dans un contexte à la fois interactif et non-destructif.

En tant qu’outil de prototypage, *Splimo* permet d’expérimenter de nouvelles formes destinées à être fabriquées dans le monde réel. Il contribue ainsi à enrichir le monde réel de

¹³<http://www.rhino3d.com/>

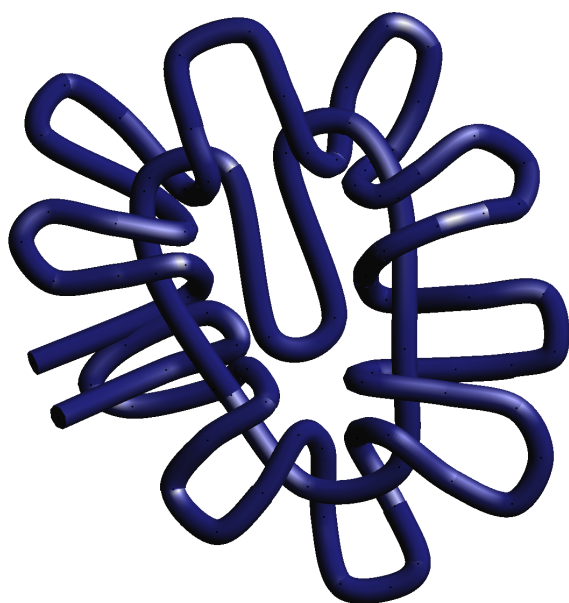


(a)

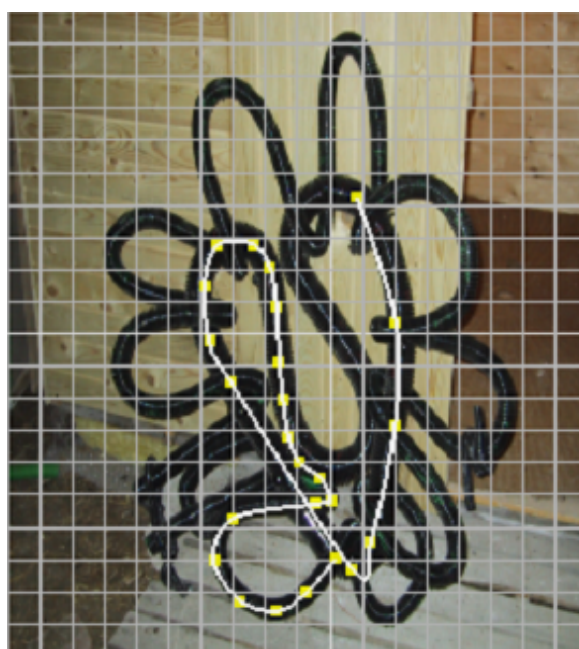


(b)

FIG. 6.4 – *Fourchette* : sculpture réelle et virtuelle



(a)



(b)

FIG. 6.5 – *Cœur* : sculpture virtuelle et réelle. La photo de la sculpture réelle est chargée dans *Splimo*

sculptures pourront être exposées sur les façades ou à l'intérieur de bâtiments, ou encore dans des espaces privés ou publics comme les jardins.

Une suite de ce projet sera d'intégrer le moteur physique de splines [110, 111], les *Splines Matérielles Dynamiques*. De cette manière, les aspects mécaniques comme la résistance des matériaux, seront pris en compte dans *Splimo* pour améliorer la correspondance entre le monde réel et le monde *Idéal*.

6.4 Splimo Snake Evolution

Avec l'intégration du modèle déformable 4D, *Splimo* a pris une nouvelle orientation. Tout en gardant ses caractéristiques propres, il permet dorénavant la sculpture interactive de formes surfaciques. Les changements de topologie sont gérés de manière transparente par le modèle déformable, ce qui rend *Splimo SE* très souple, en permettant d'ajouter ou de retirer des anses à un objet, par exemple.

Par un changement de paradigme, les splines sont devenues des squelettes autour desquels la surface du modèle déformable se construit. Pour ce faire, nous avons intégré au formalisme du modèle déformable la gestion de forces externes multiples, en définissant des priorités (section 6.4.1).

Et nous avons utilisé les splines pour définir des forces locales ou globales, en créant un nouveau type d'objet, la *Spline Double*.

Nous avons décliné la *Spline Double* en différents types de forces d'attraction et de répulsion de la surface : la *ForceSplineSquelette*, la *ForceSplineAntiSquelette* et la *ForceSplinePlan*.

A l'aide de ces différentes forces, nous proposons un premier mode de sculpture, la *Modélisation à squelette spline*, dans lequel la surface est définie par la position dans la scène de ces Splines Forces (section 6.4.2).

Un deuxième mode de sculpture, la *Modélisation de formes libres* permet d'ajouter ou de supprimer à la volée de la matière dans l'objet sculpté (section 6.4.3).

6.4.1 Des forces pour la modélisation

Dans le contexte de notre modèle déformable (voir chapitre 1), une force est définie comme une fonction de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$. Lors de l'évolution du modèle, l'énergie externe est évaluée en chaque sommet du maillage, et le déplacement du sommet dépend non seulement de la position de ce sommet dans l'espace, mais également de la direction de la normale à la surface en ce sommet.

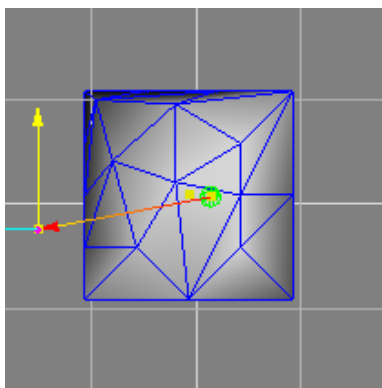
Nous définissons de plus pour chaque force son champ d'action, qui est le domaine de l'espace dans lequel elle est définie, et sa priorité, qui est un nombre entier. Nous pouvons alors définir un algorithme qui correspond à l'application par priorité stricte des forces externes sur le modèle :

Pour chaque sommet v de la surface du modèle, pour chaque priorité p de la plus forte à la plus faible, appliquer la somme des forces F_p de priorité p à v . Dans le cas où v n'était dans le champ d'action d'aucune force de F_p , passer au niveau de priorité suivant.

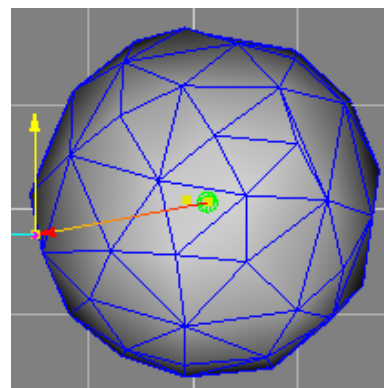
6.4.2 Des Splines Doubles pour définir les forces

Nous avons choisi un objet géométrique simple pour définir les forces : la Spline Double. Elle est composée de deux courbes splines ayant le même nombre de points de contrôle, la *Spline Principale*, et la *Spline Paramètre*.

Lorsque la Spline Principale a un unique point de contrôle, la Spline Double est un vecteur (figure 6.6). Ce vecteur peut définir de nombreuses forces différentes. La première d'entre elles est la *ForceSphère*. La Spline Principale définit le centre de la sphère, la Spline Paramètre en indique le rayon. Le champ d'action de cette force est le volume de la sphère. La force est calculée pour repousser tout point qui se trouve à l'intérieur de la sphère vers la surface de celle-ci. A partir d'une forme initiale comme un cube inclus dans la sphère (figure 6.6a), cette force va faire évoluer les sommets pour reconstruire une sphère (figure 6.6b).



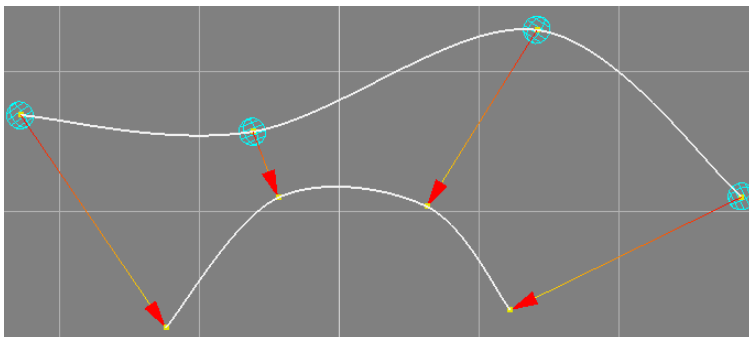
(a) – Initialisation par un cube



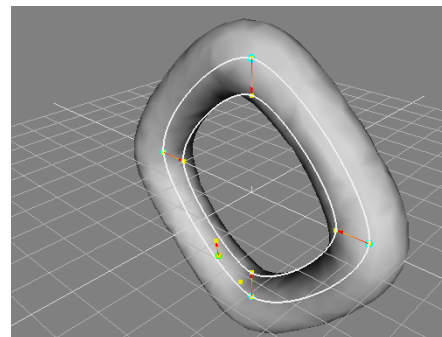
(b) – Reconstruction de la sphère

FIG. 6.6 – La Force Sphère

Lorsque la Spline Principale est composée de plusieurs points de contrôle, la Spline Double définit une famille continue de vecteurs qui interpolate les vecteurs reliant les points de contrôle de la Spline Principale aux points de contrôle de la Spline Paramètre (figure 6.7a). Cette famille de vecteurs est échantillonnée et définit un ensemble discret de vecteurs le long de la Spline Double, qui déterminent chacun une force.



(a) – Des métaphores visuelles sont associées aux points de contrôle de la Spline Principale (sphères en fil de fer colorées)



(b) – Huit points de contrôle suffisent pour définir cet objet

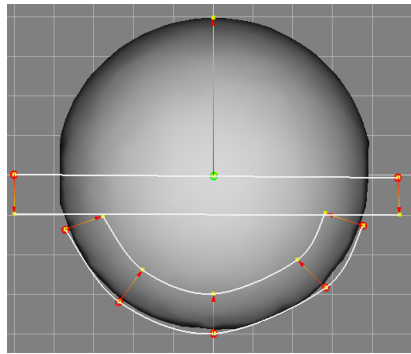
FIG. 6.7 – (a) Spline Double, (b) Un objet torique défini par un squelette Spline Double

On obtient ainsi la *ForceSplineSquelette*, qui définit un cylindre généralisé dont le squelette est la Spline Principale, et le rayon est donné par la Spline Paramètre. Les splines pouvant être fermées, la création d'objets toriques est très simple (figure 6.7b).

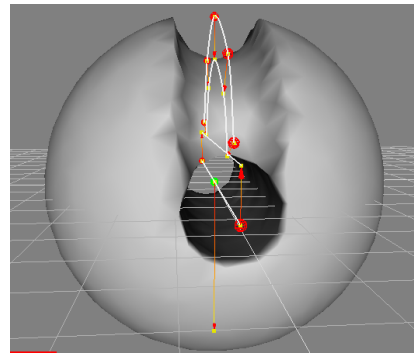
Nous avons défini deux autres forces. La *ForceAntiSphere* repousse comme la *ForceSphere* les points sur la surface de la sphère qu'elle définit, mais elle agit de l'extérieur de l'objet. En effet, comme nous l'avons souligné, la donnée de la normale à la surface du modèle déformable est accessible lors du calcul des forces agissant sur un sommet du maillage. La position du centre de la sphère par rapport au plan tangent à la surface est utilisée comme indication de la position de la sphère par rapport à la surface, en sachant que les normales du δ -snake sont orientées vers l'extérieur.

La *ForcePlan* a pour domaine tout l'espace, et son action est de ramener les sommets d'un même côté du plan orthogonal au vecteur qu'elle définit.

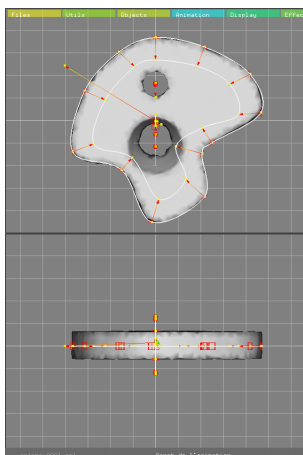
Ces deux forces se généralisent en deux forces *ForceSplineAntiSphere* et *ForceSplinePlan*. La combinaison de ces différentes forces permet de créer des objets de topologie arbitraire (Figures 6.8 et 6.9).



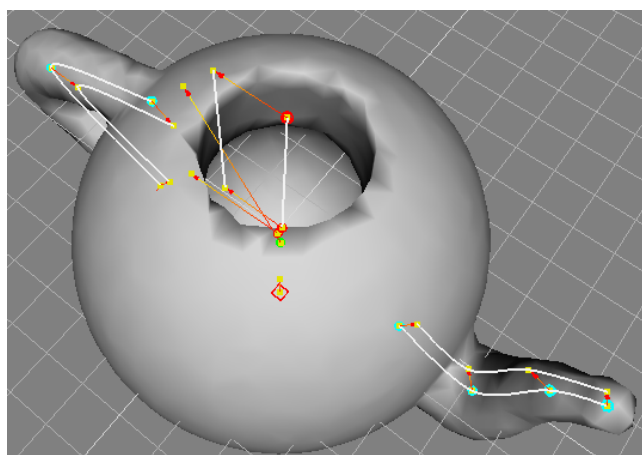
(a) – Vue de face



(b) – Vue en perspective

FIG. 6.8 – Une sphère creusée par deux *ForceSplineAntiSphere*

(a) – Extrusion d'une forme



(b) – Théière

FIG. 6.9 – Deux modèles surfaciques à squelettes splines

6.4.3 Modélisation de formes libres

Dans ce deuxième mode de sculpture, la *Modélisation de formes libres*, un objet structurant est déplacé interactivement dans la scène, et il ajoute ou retire de la matière sur son passage, comme s'il s'agissait de mousse à raser. Les changements de topologie de la surface sont gérés par le modèle déformable (figure 6.10).

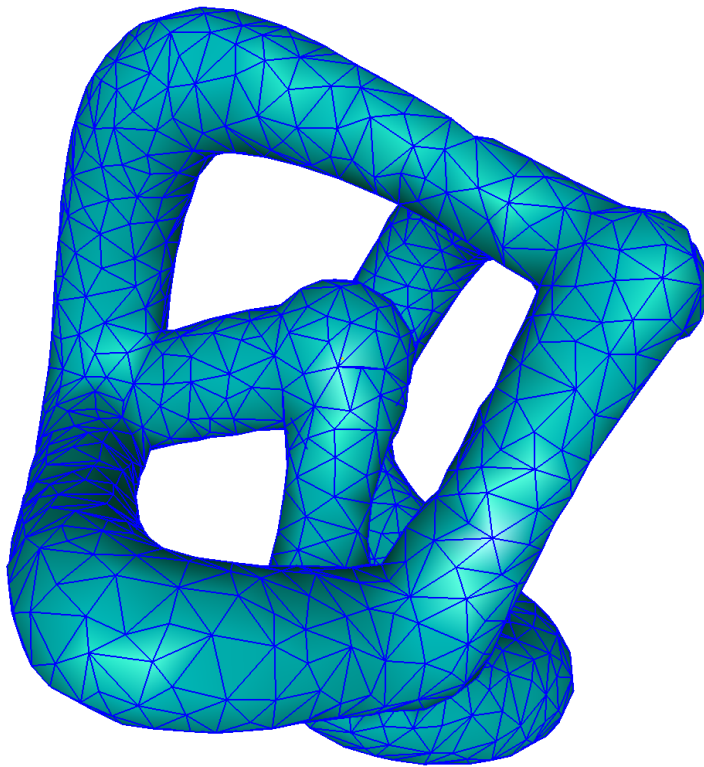


FIG. 6.10 – Sculpture abstraite modélisée à partir de déplacements libres

6.4.4 Discussion

En ce qui concerne l'ergonomie de l'outil de sculpture, nous avons défini deux modes d'intervention de l'utilisateur dans le processus de sculpture, que nous avons nommés de la même manière que [113]. Dans le mode *positionnement*, les outils peuvent-être déplacés dans la scène sans modifier la surface sculptée. Dans le mode *déformation*, le modèle déformable est activé et évolue en temps réel en fonction des différentes forces.

Notons que la définition de nouvelles forces dérivant des Splines Doubles est simple, il suffit de définir leur champ d'action et leur mode d'action, étant donné deux points dans l'espace. Comme *Splimo SE* gère de manière native les animations, tous les points de contrôle des Splines Doubles peuvent bouger au cours du temps, en suivant par exemple des trajectoires prédéfinies.

Nous avons testé *Splimo Snake Evolution* sur une configuration d'entrée de gamme comprenant un Pentium IV 1.2 Ghz et une carte graphique nVIDIA GeForce4 Ti 4200 graphics board. Selon le nombre de sommets de la surface déformable, le modèle se déforme en temps

réel, ou bien quelques dixièmes de seconde sont nécessaires pour remplir les contraintes imposées par les différentes forces.

Splimo Snake Evolution a été évalué par plusieurs groupes d'étudiants qui ont été passionnés par le paradigme de modélisation, et la simplicité avec laquelle ils ont pu créer des objets et des animations.

6.4.5 Conclusion

Nous avons proposé une approche de modélisation interactive qui est basée sur une liste de forces avec priorité, et qui permet de sculpter des formes de topologie arbitraire. Deux modes de sculpture sont mis en avant, la création d'objets à partir de squelettes et d'anti-squelettes splines, et la modélisation de formes libres. La forme peut être modifiée à la fois localement et globalement, avec un ensemble de forces extensible, et il est possible de générer des animations. L'utilisation d'un modèle déformable pour la sculpture virtuelle combine les avantages des représentations explicites (représentation géométrique simple) et implicites (changement de topologie). Nous proposons un ensemble extensible de forces splines pour une modélisation intuitive. D'autres types de déformations peuvent également être appliqués à la surface déformable, comme les Swirling-Sweepers [114].

6.5 Conclusion du chapitre

Le projet *Spline et Idéal* permet d'aller au-delà de la simple transcription de sculptures statiques. En intégrant la dimension temporelle et l'interactivité, il permet d'ouvrir de nouveaux horizons de création artistique, dans lesquels les œuvres sont des entités évoluant au cours du temps.

Nous avons dans un premier temps présenté *Splimo*, un modeleur complet de tubes splines, puis nous avons fait un pas supplémentaire en intégrant à *Splimo* le modèle déformable surfacique 4D mis au point pour la biologie cellulaire, pour créer un nouveau logiciel, *Splimo Snake Evolution*, qui permet à travers des Splines Doubles de définir et de placer dans l'espace des forces qui déformeront la surface du modèle.

Quatrième partie

Méta-Modèles

Chapitre 7

Favoriser l'apprentissage

7.1 Introduction

Qu'est-ce qui se joue dans un amphithéâtre lors d'un cours magistral où un enseignant, un tableau ou un vidéoprojecteur et une centaine d'étudiants se retrouvent ? Dans le meilleur des cas, il s'agit de la rencontre entre deux désirs : le désir des étudiants d'apprendre, et le désir de l'enseignant de transmettre.

La réalité n'est pas si idyllique : la soif d'apprendre n'est pas toujours au rendez-vous, les conditions ne sont pas nécessairement favorables, les méthodes d'enseignement peuvent être mal adaptées.

Dans ce chapitre, je propose des éléments pour créer des conditions favorables à l'apprentissage. Il s'agit en premier lieu d'être conscient des différents niveaux des motivations des étudiants, et des besoins des étudiants en tant que personnes apprenantes, de manière à ce que les conditions d'enseignement répondent à ces besoins.

7.2 Motivation, sens et influence

7.2.1 Motivations

7.2.1.1 Connaît-on les causes de nos comportements ?

Alex MUCHIELLI [115], p3 explique que la motivation est un terme lancé en 1930, dont deux publicistes Ernest DICHTER et Louis CHESKIN revendiquent la paternité. Son objet est de « mettre au jour les causes réelles du comportement de l'homme ». Or pour ces auteurs, les motivations sont « des facteurs irrationnels et inconscients ». Pour DICHTER [116], nous n'avons pas accès au niveau des motivations parce que « le désir de paraître raisonnable aux autres comme à soi-même est de tous le plus important ». Les explications rationnelles que nous donnons pour expliquer nos comportements sont alors des explications après-coup, des rationalisations *a posteriori*. NISBETT et WILSON [117] ont montré dans une expérience célèbre sur des recruteurs que ceux-ci choisissent un candidat, non pas en fonction de la qualité de son dossier, mais suivant le fait que ce candidat renverse ou non sa tasse de café, et qu'en étant ensuite interrogés, ils mettent en avant des critères rationnels pour justifier leur choix.

7.2.1.2 Les quatre contextes de l'action

Pour le sociologue de l'action T. PARSONS [118], l'action s'inscrit dans quatre contextes à la fois, et résulte d'une interaction de forces ou d'influences provenant de chacun d'eux.

Niveau culturel C'est d'abord le contexte culturel qui donne du sens à ce que vit la personne. Le psychologue Jerome BRUNER [119], p48 insiste sur le fait que lorsque nous arrivons au monde :

« c'est comme si nous pénétrions sur une scène de théâtre où la représentation a déjà commencé : l'intrigue est nouée ; elle détermine le rôle que nous pouvons y jouer et le dénouement vers lequel nous pouvons nous diriger. Ceux qui étaient déjà en scène ont une idée de la pièce qui se joue, une idée suffisante pour rendre possible la négociation avec le nouvel arrivant. »

Les déterminants culturels ne sont pas aisés à discerner lorsqu'ils concernent la culture dans laquelle on baigne, si l'on n'a pas d'éléments de comparaison extra culturels. Tobie NATHAN, qui a dirigé le centre Georges DEVEREUX d'ethnopsychiatrie de l'université de Paris VIII, présente des entretiens thérapeutiques avec des migrants, pour lesquels les interprétations thérapeutiques occidentales ne font pas sens. Il cite en exemple un entretien [120], p19-20 avec un homme Soninké originaire de Mauritanie, dont la femme a demandé le divorce selon la loi française. Cet homme arrive en consultation rempli de douleur et de colère contre les blancs. Car chez les Soninké, le mariage engage l'homme à porter secours et assistance à sa femme, et il ne peut pas rentrer au village en la laissant en France sans aucune attache familiale. De plus la culture Soninké est strictement patrilinéaire, les enfants appartiennent à la lignée du père. Les confier à la mère équivaut à les exclure de leur appartenance culturelle.

« Peut-on ne rien faire d'autre que l'écouter, comme on dit habituellement dans notre caste ? Et comment partager avec lui un univers de référence afin de le percevoir, lui, en tant que personne ? Est-il possible, dans l'espace de la séance, de lui permettre d'être humain sans lui permettre d'être aussi un Soninké ? Ce jour-là, je fus bien inspiré, un proverbe bambara me revint à l'esprit. 'Au Mali, lui dis-je, j'ai entendu dire que si tu aperçois unealebasse de belle apparence descendant le Niger, c'est que son fond est troué.' Je lui permettais ainsi d'être avant tout soninké (la seule façon, je pense, d'être humain pour un Soninké) et d'évoquer, à la façon soninké, ses griefs envers sa femme. »

Niveau social Les mécanismes de défense sociale permettent de préserver aux yeux d'autrui la valeur sociale de l'individu. La personne va expliquer ses actions d'une manière valorisante pour son « image de soi » [121], p130-150, et donner une réponse qui sera en fait la réponse à la question théorique « pour quelles raisons un individu normalement constitué fait-il ce que j'ai fait ? » [122], p28.

Niveau psycho-affectif Les psychanalystes mettent l'accent l'importance des déterminismes inconscients. Françoise DOLTO cite les observations par FREUD des actes post-hypnotiques [123], p21-22.

Celui-ci a constaté « qu'un acte ordonné sous hypnose s'imposait à la conscience, tandis que ni l'ordre reçu du médecin, ni le souvenir de l'hypnose ne revenaient à la mémoire. Et qui plus est, si on demandait au sujet qui exécutait un ordre absurde, la raison de son acte, il invoquait toujours une justification suffisante à ses yeux, alors qu'elle allait souvent contre toute logique. Par exemple, un sujet ouvrant son parapluie en pleine réunion, suivant l'ordre qu'il en avait reçu sous hypnose, répondait aux questions de l'entourage 'Je veux voir si mon parapluie est en bon état'. »

Les pulsions et les désirs peuvent être source d'angoisse pour le Moi, qui utilise alors des mécanismes de défense pour ne pas être déstabilisé. Jacques NIMIER cite les paroles d'un lycéen de section littéraire, qui évite les mathématiques parce qu'elles lui donnent l'impression d'être coupé des autres [124], p50.

« En comparant avec la littérature, on peut se rapporter à des œuvres et même à des personnages de roman ou bien à des auteurs qui puissent... vous reconforter, disons... vous soutenir ; alors qu'avec les mathématiques, il n'y a personne, on est seul ».

Niveau biologique Le dernier contexte est biologique. Le neuropsychiatre Boris CYRULNIK donne un exemple de l'influence des stimulations biologiques sur la motivation [125], p10 :

Sous l'effet d'une insuffisance de circulation sanguine, une petite zone, enfouie sous le gros noyau du thalamus, peut s'abîmer : instantanément, l'organisme perd toute motivation. Le sujet déclare avec la plus grande sincérité « que rien ne vaut la peine d'être vécu ». Mais une simple infection d'hormones, ou une stimulation des neuro-médiateurs de cette zone, lui fait s'exclamer aussitôt, avec autant de sincérité « La vie est merveilleuse, comment ai-je pu dire que rien ne valait la peine d'être vécu ? »

7.2.2 Co-construire du sens

Comment naviguer dans cette base à quatre dimensions ? Faut-il privilégier un contexte plutôt qu'un autre ? Dans l'enseignement, nous nous intéresserons plus particulièrement aux interactions entre les personnes, dans le cadre culturel et légal donné par la situation universitaire d'apprentissage, tout en gardant à l'esprit l'existence des quatre contextes.

7.2.2.1 L'instinct du langage

En effet, même si les facteurs motivationnels ne sont pas directement accessibles, l'être humain est un être de langage et de sens. C'est notamment la thèse de Steven PINKER [126], qui a dirigé le centre de neurobiologie cognitive du MIT, et qui est en poste à Harvard depuis 2003 : on ne peut pas ne pas donner des mots à l'expérience. « Les humains parlent comme l'araignée tisse sa toile : par instinct. »

Le langage est l'outil qui permet d'affiner sa représentation de soi et du monde. CYRULNIK fait la distinction [127], p 147 entre l'âge pré-verbal, où la pulsion biologique se noue avec les réactions des adultes, et le débarquement de l'enfant dans l'univers de la parole. Avant,

l'enfant se développe dans l'univers des autres, ensuite l'histoire qu'il se raconte à lui-même doit rencontrer l'histoire qu'on lui raconte de lui-même.

7.2.2.2 Donner du sens

Que ce soit pour interpréter ses actions passées, ou pour construire ses projets d'avenir, ou que ce soit pour anticiper les conduites d'autrui, ou pour le motiver, donner du sens est une activité primordiale.

Nous habitons un monde interprété par d'autres où il nous faut prendre place. Le monde interhumain est un monde de sens autant qu'un monde de sens, un monde où nos sens prennent sens, un monde où notre sensorialité se charge d'histoire, elle qui gouverne nos émotions autant que nos perceptions. [125], p12

Donner du sens à ses propres comportements La base du comportement est la narration, l'histoire que l'on se raconte à soi-même. Les relations sociales servent à co-crée une confirmation de cette narration. Dans la culture française, les existentialistes portent cette vision du monde, à l'instar de Sartre, qui affirmait ce qui compte, « ce n'est pas ce que la vie nous fait, mais ce que nous faisons de ce que la vie nous fait ».

Donner du sens aux comportements d'autrui « Être motivé, c'est d'abord pouvoir trouver un sens à son action », dit également Muchielli [115], p7. Il cite ensuite une opération menée dans les années 50 aux Etats-Unis, dans laquelle les publicitaires proposèrent un sens nouveau à une action, qui influença les comportements individuels :

Pour faire face à une diminution de la consommation de confiserie, les fabricants de bonbons eurent recours au Dr DICHTER. Celui-ci décida de s'attaquer au sentiment de culpabilité qui, selon lui était responsable de ces faits. Il inventa le paquet composé de « bouchées » accompagné d'une publicité expliquant qu'il est permis de ne manger « rien qu'une bouchée » et de mettre le reste de côté pour attendre un autre moment où l'on pourra encore « se récompenser soi-même ». Les ventes doublèrent en quelque temps.

7.2.3 Influence et éthique professionnelle

Qu'il s'agisse de recadrer les croyances d'un étudiant pour restaurer sa confiance en lui-même ou en ses capacités d'apprentissage et de réussite, qu'il s'agisse d'influence publicitaire pour faire acheter des confiseries, il s'agit d'influence.

7.2.3.1 Influences

Cette relation d'influence est bilatérale. L'élève, l'étudiant a aussi la capacité à se positionner face aux interventions de l'enseignant. Il va, par ses paroles et ses réactions, l'influencer à son tour. Les phénomènes de groupe sont également à prendre en compte, qui dépassent la somme des identités, et génèrent des ressentis, des croyances, et des comportements collectifs.

Une fois posés ces trois éléments : l'influence de l'enseignant, de l'étudiant et du groupe, je veux faire état de mes convictions sur la force d'implication de la situation d'apprentissage. Oui,

la connaissance, le savoir changent la vision du monde de l'apprenant. Oui, l'apprentissage influence l'individu. Oui, l'enseignant a une influence sur ses étudiants. Cette influence est particulièrement reconnue en ce qui concerne les instituteurs, chacun a en tête des exemples d'instituteurs qui les ont marqués, ou qui ont marqué leurs proches, soit en leur donnant le goût d'apprendre, soit au contraire en les dégoûtant par leurs sarcasmes ou leur indifférence.

7.2.3.2 Influence de l'autorité

Les expériences de MILGRAM sur la soumission à l'autorité (lire par exemple [122], p133-150) sont incontournables pour mettre en lumière la possibilité réelle de faire réaliser des actes de tortures à des citoyens normaux, en jouant sur l'obéissance à l'autorité morale et scientifique de la personne qui dirige l'expérience.

7.2.3.3 Influence qui redonne du sens

Mais cette relation d'influence est également la base de la résilience, cette capacité à se remettre de ses blessures que CYRULNIK a étudiée [128, 127], en particulier auprès d'enfants ayant vécu des traumatismes ou des guerres. Il insiste sur l'importance de l'influence d'adultes qu'il appelle tuteurs de résilience, qui apportent un soutien social à ces enfants, et leur permettent de donner un sens valorisant au rôle qu'ils ont joué dans ce qu'ils ont vécu.

7.2.3.4 Influence des attentes

L'influence des attentes de l'enseignant sur la réussite des étudiants a également été mise en évidence. Dans l'enseignement, elle a été nommée « Effet Pygmalion », ou « attentes auto-réalisatrices », et elle caractérise la capacité des attentes sociales à créer la réalité. Dans une expérience célèbre [129], les auteurs ont fait passer à des élèves un test censé prédire ceux qui feraient des progrès importants durant l'année. Ils ont ensuite donné aux enseignants la liste des élèves « prometteurs ». Bien qu'en réalité, ces derniers aient été choisis au hasard, ils ont davantage progressé en QI à la fin de l'année que les autres enfants. Ainsi, cette étude illustre le phénomène selon lequel l'élève se conformerait à l'image que son professeur aurait de lui.

Des études ultérieures citées par [130] montrent que l'enseignant traite différemment les élèves en fonction de ses attentes [131]. Par exemple, des études menées en EPS ont montré que l'enseignant donne plus de *feedbacks* positifs aux élèves qu'il croit compétents, et entretiendrait davantage de contact avec eux. Ce traitement peut avoir une influence directe sur la performance de l'élève, mais également indirecte, par l'intermédiaire de facteurs motivationnels. En effet, des travaux en EPS [132] ont montré que les attentes de l'enseignant ont un impact sur la compétence perçue par l'élève, qui influence son niveau de motivation autodéterminée. En retour, ce dernier a un impact sur la performance des élèves.

7.2.3.5 Utilité de l'Éthique

Deux guides permettent de se positionner dans la relation d'influence. Le premier est le cadre légal de la mission de l'enseignant. Je l'aborderai dans la prochaine section. Le deuxième guide est l'éthique personnelle de l'enseignant.

C'est à chacun de déterminer quels sont les points incontournables de son éthique. Je cite quelques repères qui sont à mon avis fondamentaux pour un enseignant :

- Reconnaître la dignité de tous les êtres humains. Faire en sorte que sa conduite en tant qu'enseignant ne constitue ni un appui, ni une approbation passive pour quelque forme de discrimination ou d'oppression que ce soit.
- Offrir la meilleure formation possible à ses étudiants.
- S'efforcer de développer chez les étudiants la conscience de leur dignité, de leur autonomie et de leur responsabilité personnelle, ainsi qu'un fonctionnement reflétant cette position.
- Ne pas exploiter sa relation professionnelle avec les étudiants, et ce en aucun domaine, particulièrement, les domaines financier et sexuel.

7.2.4 Les missions de l'enseignant chercheur

7.2.4.1 Le cadre légal

Voici un extrait du décret de loi qui définit le cadre professionnel légal de la fonction d'enseignant-chercheur. Je présente ici la première partie de l'article 3, qui concerne plus particulièrement les activités d'enseignement.

DECRET N° 84-431 DU 6 JUIN 1984 MODIFIE FIXANT LES DISPOSITIONS STATUTAIRES COMMUNES APPLICABLES AUX ENSEIGNANTS-CHERCHEURS ET PORTANT STATUT PARTICULIER DU CORPS DES PROFESSEURS DES UNIVERSITES ET DU CORPS DES MAITRES DE CONFERENCES

ARTICLE 3 : Les enseignants-chercheurs concourent à l'accomplissement des missions de service public de l'enseignement supérieur définies par la loi du 26 janvier 1984 susvisée.

Ils participent à l'élaboration et assurent la transmission des connaissances au titre de la formation initiale et continue. Ils assurent la direction, le conseil et l'orientation des étudiants. Ils organisent leurs enseignements au sein d'équipes pédagogiques et en liaison avec les milieux professionnels. Ils établissent à cet effet une coopération avec les entreprises publiques ou privées. Ils concourent à la formation des maîtres et à l'éducation permanente.

[...]

7.2.4.2 Les compétences relationnelles

Dans ce texte, il y a en particulier trois aspects pour lesquels des compétences relationnelles sont indispensables :

- L'élaboration et la transmission de connaissances
- La direction, le conseil, et la orientation des étudiants
- L'organisation des enseignements au sein d'équipes pédagogiques.

Il s'agit déjà de savoir transmettre des connaissances à d'autres personnes, et de vérifier qu'elles les ont bien assimilées. Il est important pour pouvoir le faire d'être conscient que la perception par une personne de ce qu'a dit une autre peut être très différente de ce que cette dernière pense que la première a compris (suis-je clair?). Il s'agit ensuite de savoir diriger et encadrer des personnes dans le respect de leur être, et pour cela, d'avoir la meilleure conscience

possible à un moment donné de ce qui se joue au niveau du processus de la relation. Il s'agit enfin de travailler en collaboration avec des collègues, et de contribuer au bon fonctionnement des équipes pédagogiques.

7.2.5 Synthèse

Nous avons vu que les déterminants des motivations ne sont pas forcément accessibles, même si des explications rationnelles sont fréquemment avancées comme vraies. Nous avons également montré que l'influence de l'enseignant dans le cadre légal de ses fonctions est importante, et qu'elle doit s'exercer de manière éthique, pour donner du sens à ce qui se passe dans cette situation professionnelle.

7.3 Les besoins humains dans l'apprentissage

La connaissance des besoins humains est précieuse pour donner du sens aux comportements. De même que la mère apprend à interpréter les pleurs de son bébé pour savoir s'il a par exemple faim ou sommeil, les comportements des étudiants prennent sens lorsqu'on prend en compte leurs besoins. Un groupe d'étudiants qui a eu un contrôle au cours précédent va par exemple arriver agité au cours suivant.

Différentes théories proposent des classifications des besoins humains, de la personnalité, et des relations humaines. Les conceptions innéistes des motivations mettent l'accent sur les facteurs internes, inscrits chez l'individu dès sa naissance. On y trouve les instincts, les pulsions, et les besoins pris comme constitutifs de la nature humaine. Les conceptions empiristes des motivations insistent sur l'influence des situations affectives et relationnelles vécues dans l'histoire de la personne.

Après une présentation générale de ce que sont les besoins fondamentaux, je présenterai les besoins qui se rencontrent en situation d'apprentissage, en utilisant des classifications issues de l'Analyse Transactionnelle. L'AT est une théorie de la personnalité et une méthode d'analyse des relations interpersonnelles mise au point par Eric Berne, un psychiatre américain, dans les années 1950. L'Analyse Transactionnelle a l'avantage de proposer non seulement des modèles, mais également des outils pour analyser les situations concrètes d'interaction entre les personnes, et pour améliorer ces relations le cas échéant.

7.3.1 Les besoins fondamentaux

Le terme de « besoin » renvoie à trois idées [115], p23 :

- l'idée de nécessité vitale (sens original de l'étymologie : l'homme a besoin de nourriture)
- l'idée de tension qui cherche la satisfaction qui apportera un retour à l'équilibre (la faim, qui exprime le manque ressenti, peut être comblée)
- l'idée de catégorie spécifique d'objets satisfacteurs vers laquelle est orientée la tension (les fameux « besoins sociaux » de la théorie des relations humaines dans l'entreprise)

Ces besoins peuvent être d'origine biophysilogique (besoin de manger, de dormir, de recevoir des stimulations, d'être en sécurité...); ou psychologique (besoin d'affiliation, de communiquer, d'être estimé...) ou encore sociologique (besoin d'information, besoin de confort, besoin de détente...). Ils peuvent donc être soit innés, préinscrits dans l'organisme, comme les

besoins biophysologiques (on parle alors de « besoins primaires »), soit acquis par les contacts socio-affectifs comme les besoins psychologiques ou encore déterminés par l'état sociologique de la société ambiante comme pour les besoins sociologiques (on parle alors de « besoins secondaires »)

7.3.2 Quand un besoin est-il satisfait ?

La notion de recherche de l'équilibre par apaisement de la tension [115], p25 a longtemps guidé les recherches théoriques qui disposaient pour cela du fameux modèle homéostatique. Ce modèle homéostatique venait des physiologistes qui avaient mis en évidence les nombreux mécanismes physiologiques de régulation du corps humain qui ont pour but de préserver l'équilibre physiologique du « milieu intérieur » et du corps tout entier. Ce modèle s'applique bien à certaines conduites seulement. En effet, certains besoins peuvent s'assouvir momentanément (faim, besoin de sommeil...) et il semble que ce soient les besoins biophysologiques. D'autres besoins semblent ne jamais pouvoir être comblés. Ils fonctionnent comme des demandes permanentes se nourrissant même parfois et s'exacerbant de ce qui devrait être leur satisfaction (besoin de réussite sociale, besoin d'amour...). Il ne peut donc s'agir d'un retour à un équilibre statique, à une norme de repos, la personne semble mue par une norme personnelle (exemple : « je dois faire plus que les autres »). Nous allons voir que cette norme peut être établie par identification à une figure parentale influente.

7.3.3 Les besoins selon l'AT

7.3.3.1 Les besoins psychologiques de base selon BERNE

Pour le fondateur de l'Analyse Transactionnelle, les besoins sociaux fondamentaux sont les besoins de stimulation, de reconnaissance et de structure [133], p85-89.

Stimulation Le psychanalyste américain d'origine hongroise René SPITZ a étudié les enfants soignés en institution hospitalière et séparés de leur mère pendant une longue période. Il a découvert que bien que correctement nourris et soignés, ces enfants présentent rapidement des symptômes allant de la dépression jusqu'au marasme et à la mort. Ce syndrome que SPITZ a nommé hospitalisme [134], montre l'importance des besoins affectifs, des contacts avec une figure d'attachement. Lorsque l'enfant grandit, ce besoin évolue et les impacts sensoriels fournis par le langage représentent dans les échanges sociaux l'équivalent des contacts physiques.

Dans les salles de cours ou les amphis, le marasme ne s'appelle pas hospitalisme, mais désintérêt. Et l'on y retrouve parfois des étudiants en plein spleen, perdus comme des « esprits gémissants en proie aux longs ennuis »

Reconnaissance Le biologiste français Henri LABORIT a également observé que tout être humain est avide de stimuli et de signes de reconnaissance [135]. Il s'agit pour lui d'une pulsion innée, qu'il nomme action de gratification. Le développement de l'enfant dépend en grande partie des gratifications qu'il a reçues dans son environnement.

LEVINE [136] a montré que des bébés rats recevant des chocs électriques douloureux se développaient mieux que ceux qui ne recevaient rien. Les conclusions de cette expérience sont

que des stimulations douloureuses sont préférables à l'indifférence. C'est ainsi que les enfants peuvent chercher à se faire remarquer par n'importe quel moyen, pour obtenir des signes d'attention de la part de leurs parents, y compris en faisant des bêtises qui les amènent à recevoir des punitions.

Le système de gratification devient propre à chaque personne, en fonction des habitudes qu'elle a contractées dans son environnement, et les rencontres constituent des occasions d'échanges de signes de reconnaissance négatifs ou positifs. Un étudiant habitué à recevoir des signes de reconnaissance particuliers dans son contexte familial va peut-être chercher à mettre en place un système similaire dans son apprentissage. Comme cet étudiant qui en se présentant en début d'année, annonce : je m'appelle Julien, mais tout le monde m'appelle « gros con ».

Dans la situation d'enseignement, la conscience de l'importance des signes de reconnaissance est utile, pour vérifier qu'ils circulent suffisamment entre l'enseignant et les étudiants, et entre les étudiants eux-mêmes, afin d'éviter des situations où les étudiants sont amenés à rechercher des signes de reconnaissance négatifs sur leur comportement ou sur leur travail.

Structure Un des ouvrages célèbres de l'AT s'appelle « Que dites-vous après avoir dit bonjour ? » [137]. Ce titre met l'accent sur le fait qu'une fois l'étape rituelle des salutations passée, on affronte la question : « que faire maintenant ? » L'organisation du temps est une question qui se pose quotidiennement, et lorsqu'on est en situation sociale, cette question se pose de manière particulière sous la forme « qu'est-ce que je vais faire moi avec ces personnes ? ». L'enseignement universitaire permet des modes de structuration du temps qui sont variés. Leur choix dans le déroulement d'un cours dépend des propositions de l'enseignant, et également de l'acceptation par les étudiants de ces propositions, après négociation éventuelle.

Quand le cadre est clairement posé par l'enseignant, les étudiants n'ont pas à affronter l'angoisse du « qu'est-ce qu'on fait maintenant ». Et pourtant, cette situation d'apprentissage de la liberté est aussi une donnée fondamentale de la croissance des individus. C'est pourquoi des activités comme le travail en projet, où les étudiants sont amenés à structurer eux-mêmes leur temps pour aboutir à un objectif, sont une bonne manière d'apprivoiser cette angoisse.

7.3.3.2 Les besoins psychologiques de base selon Moïso

Carlo Moïso, psychiatre italien, analyste transactionnel, distingue trois besoins, Être, Appartenir (y Être), et Évoluer. Il met l'accent sur la manière narrative dont les besoins humains s'expriment. Dès son enfance, la personne humaine se construit des réponses aux questions associées à ces besoins.

Être : Qui suis-je ?

Y Être : Qui sont les autres ? Que dois-je faire pour avoir ma place parmi les autres ?

Évoluer : Que vais-je devenir ?

Cette formulation sous forme narrative - ici sous la forme de réponse à des questions fondamentales - rejoint la présentation de la norme personnelle dans le paragraphe sur les besoins fondamentaux. Ces questions fondamentales ont un sens particulier dans la situation d'apprentissage.

Identité L'étudiant continue l'élaboration de son identité d'apprenant. Qui est-il dans sa manière de recevoir un cours, dans l'organisation de son travail, dans sa confrontation aux

examens ? Anticipe-t-il son succès ? (« Je suis quelqu'un qui a toujours réussi »), son échec (« Je suis débordé, je n'y arriverai pas ») ? Le besoin d'estime de soi est lié à cette définition de l'identité.

Appartenance L'étudiant doit trouver sa place parmi ses pairs, au sein de sa promotion, et au sein de l'université. La manière dont il s'y prend et le succès qu'il obtient vont également influencer les conditions dans lesquelles il réalise ses études.

Évolution A travers les études, c'est la construction de l'avenir qui se met en place, avec des attentes différentes. Par exemple à l'IUT, certains étudiants ambitionnent de faire une école d'ingénieur, et d'autres cherchent un diplôme qui leur permettra de trouver rapidement un travail.

7.3.3.3 Les étapes de l'évolution

Autonomie Le besoin d'évoluer rejoint le désir d'autonomie. Pour BERNE [138], p193-197, l'autonomie se manifeste « par la libération ou le recouvrement de trois facultés : la conscience, la spontanéité, l'intimité ». La conscience est la faculté de percevoir le monde « selon sa propre manière, et non celle qui vous fut enseignée », une perception eidétique, c'est-à-dire de manière vive, détaillée, avec « la plus grande intensité possible », et avec la conscience « d'exister dans l'ici et maintenant ». La spontanéité « signifie choix, liberté de choisir et d'exprimer ses propres sentiments ». L'intimité est « la sincérité spontanée, d'une personne consciente ».

De la dépendance à l'interdépendance Autonomie n'est pas synonyme d'individualisme. L'AT met l'accent sur quatre étapes dans l'évolution des personnes. D'après SYMOR [139], la personne se développe d'abord dans la dépendance à ses parents. Elle s'affirme ensuite en s'opposant, c'est la contre-dépendance. Puis elle prend son envol, et veut tout réaliser seule, c'est l'indépendance. Enfin, l'interdépendance permet de mener à bien des projets en coopération avec d'autres. La notion d'interdépendance est donc distincte de l'indépendance, où l'individu s'isole des autres pour réaliser seul ses projets, elle comprend la conscience des compétences et des limites de chacun, et de l'intérêt de la coopération pour la réalisation d'un but qui dépasse l'individu.

La symbiose psychologique Selon WINNICOTT [140], la relation d'enseignement s'apparente symboliquement à la relation de la mère avec son enfant.

« Cette relation humaine a ses racines dans les premiers jours de la vie d'un individu au moment où s'établissait l'un des contacts les plus importants avec un autre être humain, le moment des tétées. Parallèlement à la nourriture psychologique normale, il y a alors une incorporation, une digestion, un maintien ou un rejet des choses, des personnes et des événements faisant partie de l'environnement de l'enfant. . . cette relation persiste à un degré plus ou moins grand durant toute la vie de l'individu. . . Il existe des bébés qui ne sont pas satisfaits et aussi des mères qui souhaitent vivement, mais en vain, que leur nourriture soit acceptée. »

Certains étudiants restent bloqués dans une demande de symbiose vis-à-vis de l'enseignant [141], en se considérant comme incapables de résoudre les problèmes qui se posent à eux, et également incapables de demander de l'aide. Une demande d'aide de la part d'un étudiant qui demande qu'on pense et fasse à sa place est l'accroche typique du « m'sieur, j'y comprends rien ! ».

Symbiose

Relation dans laquelle une personne pense et décide à la place de l'autre, qui l'accepte. Les deux agissent comme s'ils avaient besoin de l'autre pour former une personne complète.

7.3.3.4 Synthèse

A partir de ces éléments, j'invite chaque enseignant à créer les conditions favorables à l'apprentissage, en se posant la question du niveau de satisfaction des besoins psychologiques de ses étudiants, et en interrogeant les étudiants si nécessaire, puisqu'il ne s'agit pas de deviner à la place de l'autre, ce qui irait dans le sens de la symbiose et non de l'autonomie.

Chacun peut également utiliser ces critères pour évaluer où il en est dans la satisfaction de ses propres besoins. Cela peut être l'occasion de se rendre compte qu'un besoin apparent de l'ordre de « je dois faire plus que les autres » masque peut-être un besoin authentique de « réussir à sa mesure ».

La connaissance des étapes vers l'autonomie permet de reconnaître là où en sont les étudiants à un moment donné de leur évolution, en repérant ceux qui manifestent une dépendance ou une indépendance farouche, par exemple.

Je voudrais également insister sur l'intérêt de la relation contractuelle dans l'enseignement et l'encadrement d'étudiants. Il ne s'agit pas d'imposer un contrat, ce qui revient à une manipulation ou une dictature déguisée, mais de définir « ce qu'on fait ensemble », étant donné le cadre institutionnel et les missions et objectifs de chacun.

Le fait d'énoncer son intention, de fixer un objectif, est une étape significative qui favorise la réalisation de celui-ci [142]. Le contrat est utile pour gérer les conflits qui peuvent advenir, et est un facteur de motivation en tant qu'objet de référence. La satisfaction du contrat remplit alors le sentiment de compétence personnelle.

7.4 Accompagnement d'un groupe de projet

J'illustre ici ma pratique d'encadrant d'un projet qui est à la fois un projet d'enseignement, puisqu'il s'agit de l'accompagnement d'un groupe d'étudiants de l'IUT pendant leur travail de projet tuteuré de deuxième année, et un projet de recherche, puisque l'objet du projet est l'intégration de fonctionnalités spécifiques au modèleur *Splimo*.

L'équipe d'étudiants était composée de six garçons âgés d'une vingtaine d'années, étudiants dans l'option image du département informatique. Ils avaient accédé à cette option grâce à leurs résultats et leur motivation.

Mon style d'encadrement comporte des points spécifiques :

- Travail à partir d'accords (contrats verbaux) sur les objectifs à atteindre

- Rendez-vous réguliers (sur une base hebdomadaire) avec les étudiants pour suivre leur travail et répondre à leurs questions. Ces réunions permettent
 - à la parole de circuler dans le groupe, à la fois sur les aspects relationnels et techniques,
 - aux étudiants de montrer leurs réalisations et de faire part de là où ils en sont,
 - la création d'une dynamique de groupe.
- un bilan final sous une forme particulière, qui est l'occasion d'un *debriefing* sur le projet, et d'une cristallisation des acquis.

7.4.1 Contexte institutionnel

Le projet tuteuré est un module qui est inscrit dans le PPN, le Programme Pédagogique National des IUT, et qui est comptabilisé comme 300 heures qui s'ajoutent aux 1800 heures de cours des deux années de la formation. Il s'agit donc d'un module important, puisqu'il représente $1/7^{ème}$ de l'ensemble de la formation, hors stage. Le texte officiel place d'emblée les objectifs comme étant une cristallisation des acquis de la formation, avec une réalisation concrète qui s'appuie sur la mise en pratique de concepts vus en cours, en insistant sur les aspects méthodologiques pour préparer les étudiants aux conditions professionnelles :

« Les projets tuteurés sont destinés à faciliter l'acquisition de la pratique et le maniement des concepts enseignés. Plus particulièrement ils doivent favoriser l'acquisition d'un « savoir faire » et d'un « savoir être » dans une optique professionnelle. Ils peuvent être individuels ou collectifs et doivent favoriser les qualités d'organisation et de méthode d'un travail personnel et l'apprentissage du travail en groupe. Les projets doivent déboucher sur une réalisation concrète, suivie et évaluée par les enseignants tuteurs des sujets traités. »

7.4.2 Contexte particulier

Le projet tuteuré se place dans le cadre du projet *Spline et Idéal* présenté au chapitre 6, et plus particulièrement dans le développement de la première version de *Splimo*.

La 1ère version du logiciel avait été réalisée par Irénée CAROULLE lors de son stage de fin de licence. Il avait effectué un excellent travail, mais le logiciel n'était pas utilisable à ce stade.

Le projet tuteuré a eu pour but de créer une version utilisable du logiciel, sur la base de la 1ère version. Le projet s'est déroulé sur 5 mois, de novembre 2003 à mars 2004. Pendant cette période, j'ai rencontré les étudiants 15 fois lors de réunions de projet. Pour cette présentation, j'ai changé les prénoms des étudiants.

7.4.3 Contrat avec les étudiants

Les bases du contrat avec les étudiants sont posées lors de notre première rencontre, la réunion 1/15, qui a lieu le 4 novembre 2003. J'explique le contexte du projet tuteuré, en présentant le projet recherche et art. J'effectue une démonstration de la 1ère version du logiciel, en énonçant ses fonctionnalités et ses limites. Nous explicitons le contrat qui fonde notre relation de travail, et je propose une liste de modules correspondant aux améliorations à apporter. Ce contrat est un contrat de coopération entre les étudiants : les différents modules constituent des tâches interdépendantes, et la réalisation du projet est accompagnée d'une régulation régulière

du groupe. La liste est discutée en groupe, pour estimer la difficulté de chaque élément. Nous arrivons à une liste de 9 éléments dotés de 1 à 4 étoiles cotant la difficulté estimée (figure 7.1).

Il y a là un point important : ces éléments sont à la fois nécessaires et optionnels. Ils correspondent chacun à une amélioration du logiciel, et en même temps, l'ensemble des éléments représente une quantité de travail qui dépasse ce qui est réalisable dans le cadre du projet tuteuré. Ceci a comme conséquence que les étudiants ont réellement le choix dans les objectifs. Ils peuvent choisir un objectif qui leur plait/les intéresse/qu'ils estiment utile.

Module	Difficulté	Description
1	**	Interface Utilisateur (interaction à l'aide de menus, de touches et de boîtes de dialogue)
2	***	Sauvegarde des sculptures virtuelles
3	**	Gérer des caméras indépendantes
4	**	Contraindre les déplacements sur une grille
5	*	Gestion des propriétés des objets Copier/Coller
6	**	Sélection multiple : sélectionner plusieurs objets à la fois
7	**	Texturer les tubes
8	****	Prise en compte des lois de la physique
9	*	Modifier la taille des sections des tubes

FIG. 7.1 – Objectifs à réaliser avec estimation *a priori* de leur difficulté

Nous discutons également des éléments techniques nécessaires : les compilateurs qu'ils vont utiliser sous les deux systèmes d'exploitation Windows et Linux ; l'utilisation de GLE, une bibliothèque de fonctions qui permet l'affichage de tubes.

Lors de la réunion suivante, la réunion 2/15, le 13 novembre, nous évoquons ces aspects techniques : en particulier la bibliothèque GLE qui a été installée par l'administrateur système. C'est lors de cette séance que le contrat initial est conclu : les étudiants se répartissent sur les différentes tâches.

Les étudiants ont découvert les sources C++ de la 1ère version du logiciel, un ensemble de 75 fichiers qui sont organisés en 25 classes différentes, (voir le diagramme de classes figure 7.2), pour un total de plus de 20 000 lignes de code. Les étudiants sont assommés par la quantité d'information à assimiler, et les contrats initiaux seront rapidement renégociés, en tenant compte de l'évolution de leur compréhension du logiciel, et des affinités relationnelles.

7.4.4 Plan d'intervention

A la suite de la mise en route du projet, ma stratégie est simple : accompagner les étudiants en fonction de leurs besoins et de leurs demandes. Les réunions de projet se font sur un rythme négocié d'une fois par semaine. La fréquence s'adapte aux événements. La 3ème réunion de projet, par exemple, n'a eu lieu que le 2 décembre, soit 15 jours après la précédente, pour laisser aux étudiants le temps d'acquérir une meilleure connaissance du code.

Ces réunions de projet qui rythment le travail se déroulent en deux phases distinctes. Il y a d'abord un temps de parole de chacun pour évoquer le travail effectué depuis la réunion précédente, et les difficultés rencontrées s'il y en a. La deuxième phase a lieu devant l'ordinateur,

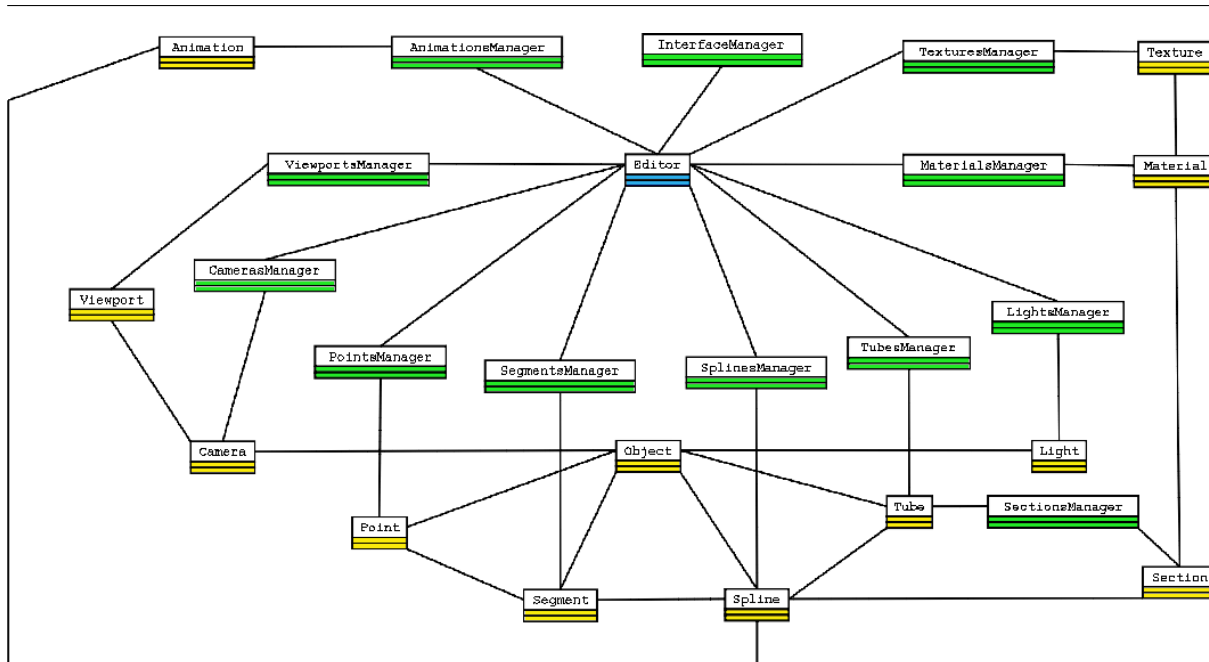


FIG. 7.2 – Diagramme des classes de *Splimo* v1

et consiste en une démonstration des fonctionnalités implémentées, ou en une séance pratique de lecture du code pour le comprendre ou le corriger.

La première phase est un temps d'expression individuelle et d'écoute dans lequel chacun présente le travail qu'il a réalisé. C'est dans ces temps que s'installe la confiance qui permet l'acceptation et le respect des uns et des autres. Pour que l'authenticité de la parole soit permise, il n'y a pas de jugement sur ce que chacun exprime. Lors de la 3ème réunion de projet, un étudiant a simplement indiqué qu'il n'avait « pas fait grand-chose », et un autre qu'il avait « regardé un peu comme ça ». Cette acceptation de chacun comme il est permet de mettre chacun est face à sa responsabilité, individuellement et en tant que membre du groupe.

Exercer ses capacités d'expression est fondamental, surtout en informatique, où la relation avec l'ordinateur est duelle et passe parfois par l'immédiateté. Je m'explique : en observant des étudiants en séances de Travaux Pratiques, j'ai remarqué que certains semblent en pause devant leur écran, fascinés par un programme qui « bugue », par exemple. Ils procèdent alors par essai/erreur, corrigeant une ligne de code sous l'impulsion d'une idée, compilant le programme, et attendant le résultat de l'exécution du programme pour voir si c'était ça. La relation avec l'ordinateur est de type symbiotique.

L'accompagnement de projet permet à l'enseignant de donner des signes de reconnaissance pour les réalisations positives. Il permet de plus aux étudiants d'obtenir des signes de reconnaissance les uns des autres, à partir du travail qu'ils ont réalisé. Cette reconnaissance mutuelle par les pairs est précieuse parce qu'elle n'est pas suspecte de favoritisme. Ce n'est pas un étudiant qui est le chouchou de l'enseignant, mais la qualité du travail qui s'impose. Le transfert est diffusé par le groupe au lieu d'être focalisé sur l'enseignant.

La deuxième phase des réunions de projet permet d'être dans le concret des développements informatiques. C'est premièrement dans la visualisation concrète des réalisations des étudiants qu'ils obtiennent la reconnaissance du travail effectué, en faisant une démonstration de la partie

du logiciel qu'ils ont écrite. C'est également dans la lecture des lignes de code qu'ils peuvent faire comprendre les difficultés qu'ils éprouvent à comprendre le fonctionnement de la 1ère version du logiciel, et voir que d'autres éprouvent les mêmes difficultés, ou bien trouver un éclairage sur ce qui leur échappait.

7.4.5 Exemple de réunion avec les étudiants

Le 3 février, c'est la réunion 10/15. Je me rends compte que j'en fais trop pour essayer de comprendre un étudiant, Julien, et que le plus facile pour comprendre ce qu'il veut dire, est simplement qu'il le dise ! Une discussion s'est instaurée avec les autres membres du groupe pour comprendre le problème qu'il se pose. Il est question que l'utilisateur puisse définir à la souris un rectangle qui sélectionne tous les objets qui sont à l'intérieur.

Julien : Oui, c'est des choses que je réfléchis, mais je ne sais pas encore trop comment faire, parce que ça va dépendre un peu de ce que les autres ont fait

E. : Ah bon ?

Julien : Je sais pas, parce que... je sais pas trop, quoi. Je réfléchis dessus, je sais pas trop comment faire.

Romain : Ça dépend, parce que si tu fais une sélection en haut à gauche, et que ta sélection elle déborde sur en bas à gauche ?

Julien : Non, en fait, le rectangle il va dépasser, mais ça prend juste...

Je l'invite à aller au bout de sa phrase.

E. : Juste quoi ?

Julien : Juste les objets qui sont dans la vue sélectionnée.

E. : D'accord.

Julien a ainsi fini de présenter le fonctionnement du rectangle de sélection.

Réunion 11/15 : 10 février 2004. Julien montre que son mécanisme de sélection fonctionne bien. Il en fait la démonstration à l'aide du logiciel, et donne les explications correspondantes. Il bute toujours sur le déplacement des objets sélectionnés, et explique en prenant un exemple concret ce qui se passe, et quelle est son hypothèse sur la raison pour laquelle les objets ne se déplacent pas correctement. Cette fois, ce qu'il dit est compréhensible et argumenté.

7.4.6 Bilan avec les étudiants

La réunion 15/15 du 25 mars 2004 est celle du bilan final. J'invite chacun à faire un bilan personnel du projet, et à le partager avec les autres. Pour structurer le bilan, je propose aux étudiants de répondre oralement, chacun à leur tour, à cinq questions. J'indique entre parenthèses le code que j'utiliserai dans la suite du document pour faire référence à chaque question :

- Qu'est-ce que vous avez Fait ? (F)
- Qu'est-ce que vous avez rencontré comme Difficulté ? (D)
- Qu'est-ce que vous avez Appris à l'occasion de ce projet ? (A)
- Est-ce que ça vous a donné Envie d'Apprendre quelque chose en plus ? (EA)

- Qu'est-ce que vous feriez DIFFéremmenT si vous aviez un autre projet du même style à réaliser ? (Dift)

L'objectif général de ces questions est de cristalliser l'expérience qu'ils ont vécue pendant les cinq mois du projet, c'est-à-dire qu'ils fassent un bilan du projet en son entier, d'un point de vue personnel et technique.

La question (F) a pour objectif de permettre aux étudiants de présenter leur travail, pour en savourer la teneur ; d'ancrer leurs réalisations, pour eux, pour le groupe et pour moi. Les questions (D) et (Dift) ont pour but pour moi de connaître *a posteriori* ce qui leur a semblé le plus difficile et ce qu'ils modifieraient dans l'organisation du projet, pour en tenir compte dans ma conduite de projet pour le futur. J'ai toutefois à l'esprit la conviction que la mémoire est une réécriture du passé en fonction du présent : les éléments que les étudiants partagent lors de cette réunion bilan ne remplacent pas ce qu'ils ont dit tout au long du projet. La question (Dift) a aussi pour fonction de mettre pour les étudiants leur travail en perspective, de leur donner une occasion de réfléchir au processus d'élaboration d'un projet en groupe. La question (A) est une occasion de prendre conscience des compétences que les étudiants ont acquises, et de les nommer. La question (EA) est une question d'ouverture, elle concerne l'ici et maintenant, et lance un pont vers l'avenir. Voici les réponses de deux étudiants :

7.4.6.1 Adrien

(F) : Il a donné à l'utilisateur la possibilité de modifier la taille des sections, et d'ajouter une couleur à chaque point de contrôle des splines.

(D) : Il a eu du mal à comprendre comment marchaient les splines, et à adapter le code qu'il avait écrit pour la sélection des objets.

(A) : Il a appris à « ne pas faire que de la bidouille et faire des trucs un peu sérieux », en terme de structure donnée à son code, et d'éléments avancés de programmation. La finalité du projet, et le travail en groupe ont influencé sa manière de programmer : « Comme c'est un logiciel, il y a des gens qui regardent derrière, et qu'on est tous à travailler dessus, j'ai fait un petit effort pour que ça soit compréhensible, et que ça tourne bien. »

(EA) : Il a envie de développer les aspects mathématiques des splines, et le moteur physique.

Dans les réalisations d'Adrien, les interactions avec des autres étudiants sont présentes, il a montré ses capacités d'interdépendance : la modification de la taille des sections, par exemple est accessible à partir d'un menu contextuel développé par un autre étudiant, et lorsqu'il parle de sélection des objets, c'est celle que Julien a réalisé. Il a su choisir des objectifs correspondant à ses goûts, pour les mathématiques en particulier.

7.4.6.2 Julien

(F) : Il a fait les sélections, il a corrigé des bugs, il a fait un menu au début

(D) : Au début, « Il fallait vraiment avoir envie de travailler, il fallait vraiment s'y mettre. »

(A) : Il a « appris beaucoup en programmation objet », dans la mise en pratique de notions « qui étaient un peu floues dans sa tête »

(EA) : Ce projet lui confirme qu'il aime la 3D.

Ce projet lui a permis de s'entraîner à clarifier sa pensée pour communiquer avec les autres.

7.4.6.3 Mon bilan

Je partage avec les étudiants mon analyse du processus : « Pour ma part, je trouve que vous avez bien travaillé. Au début, j'ai l'impression que vous aviez du mal à comprendre le code. Et à un moment donné, il y a un déclic qui s'est passé, vous aviez compris suffisamment de choses pour que ça puisse devenir intéressant pour vous de vous investir dedans, et d'écrire votre propre code. A suivre, c'était vraiment très intéressant, il s'était passé quelque chose. Et du coup après, ça avançait, et je n'étais pas dans l'inquiétude de vous dire : ben alors, allez-y. A partir du moment où vous aviez compris, les différentes classes s'écrivaient. Ça a commencé par la caméra mobile, après il y a eu les menus, et tout le reste. »

7.4.7 Conclusion

Je vais illustrer mes conclusions en citant les paroles des étudiants. Du point de vue informatique, ce projet était complet : il comportait l'analyse du programme existant et son débogage ; l'analyse des classes à écrire, leur écriture, et leur test ; la mise en commun ; la livraison au client. « Le projet ça nous prépare vraiment à ce qu'on va faire plus tard. »

Le projet a également été l'occasion d'une appropriation personnelle des connaissances vues en cours par les étudiants.

Le cadre que j'ai posé dans ce projet a permis un accompagnement des étudiants dans leur travail, en fonction d'objectifs contractualisés. « Je trouve que c'est bien de s'organiser entre nous, qu'il n'y ait pas quelqu'un qui dit 'toi tu fais ça, toi tu fais ça'. »

J'ai pu observer des styles d'appropriation des connaissances différents : un style global comme celui d'Adrien, qui est passé par la réalisation du tableau descriptif de toutes les classes pour pouvoir travailler ; un style local comme celui d'un autre étudiant, qui a rapidement écrit une nouvelle classe, en s'inspirant d'une classe existante.

Du point de vue de la structuration du temps, les étudiants ont appris à gérer leur travail avec un objectif à moyen terme (cinq mois). Ils ont dû composer avec le travail au quotidien qu'ils fournissaient pour leurs cours, et qui peut sembler plus important sur l'instant.

Il y avait une finalité clairement énoncée : réaliser un logiciel de sculpture virtuelle de tubes utilisable par une artiste. La motivation des étudiants était ainsi nourrie par trois aspects complémentaires : le côté modélisation 3D et la liberté donnée leur a plu, les outils et méthodes impliqués par le projet étaient congruent avec leurs perspectives professionnelles, et la finalité a donné un sens à leur travail. « On peut choisir ce qu'on veut faire, ce qui nous intéresse le plus. C'est encore plus motivant. »

Les réunions régulières avec les étudiants ont eu une importance capitale pour la réussite du projet. Elles étaient l'occasion pour les étudiants de développer leurs capacités d'expression, de présenter leur travail et de travailler la dimension groupale : comment ont-ils pris ou non leur place dans le projet, comment le travail a-t-il été réparti. Chaque étudiant a dû trouver sa place pour appartenir et se différencier. Le travail individuel a été mis en commun pour produire un logiciel unique. Le groupe donne également l'occasion d'apprendre des autres et de développer la solidarité, par l'entraide.

Du point de vue de l'autonomie, tous les ingrédients sont présents : l'expression des pensées et des sentiments des étudiants dans le groupe a permis la conscience de ce qui se passait. L'intimité et la spontanéité ont été également au rendez-vous. « On est plutôt à l'aise, avec vous

le courant passe très bien. On est à l'aise pour parler tranquillement, de tout, même quand on n'a pas avancé on peut vous le dire sans problème. »

Il reste une quatrième dimension de l'autonomie qui est importante dans l'enseignement : la responsabilité. Il s'agit de la conscience de ses actes, et les étudiants l'ont manifesté dans le sérieux qu'ils ont apporté à leur travail. « C'est un projet qui est donné aux étudiants. Il y a un suivi d'accord, mais c'est à nous de prendre les choses en main, c'est à nous de le faire. Quand on le fait, ça nous motive pour avancer. C'est notre boulot, et on a envie de le concevoir comme on le sent. Et on le fait clairement, parce que sinon, si d'autres après veulent réétudier ce qu'on a fait et continuer, si on ne l'a pas fait clairement, ils ne pourront pas s'en servir. »

J'ai pour ma part eu beaucoup de plaisir à accompagner ce groupe d'étudiants, à vivre avec eux les étapes et les surprises de la réalisation du projet, et à avoir ensuite opéré ce retour sur ce qui s'était passé pendant ces 5 mois, pour comprendre comment chacun avait évolué.

7.5 Conclusion du chapitre

A travers cette étude sur les motivations et les besoins, j'ai considéré la situation d'enseignement comme un sujet de recherche dont la nécessité s'est imposée à moi pour exercer avec compétence et plaisir mon métier. J'ai présenté un exemple d'accompagnement d'un groupe de projet qui illustre mon style personnel d'encadrement, ainsi que les relations que j'aime à établir entre mes deux casquettes d'enseignant et de chercheur. Le chapitre 6 a donné les clefs du devenir de *Splimo* à la suite de ce projet.

Conclusion générale et mise en perspective

Dans les quatre parties de ce mémoire, j'ai présenté les travaux de recherche que j'ai menés depuis 1998, ainsi que ma réflexion sur les processus d'apprentissage, issue de mon expérience d'enseignant-chercheur.

Cristallisation des contributions

Dans la partie **Modèles pour la Biophotonique**, j'ai montré l'intérêt des modèles déformables pour le suivi d'objets en mouvement, changeant de forme et de topologie. J'ai mis en avant les apports du modèle développé lors de la thèse d'Aassif BENASSAROU, qui permet un suivi hiérarchique d'objets inclus les uns dans les autres, y compris d'objets de petite taille.

J'ai présenté la plateforme rev4D, qui permet à la fois le suivi des objets et leur visualisation interactive, dans un environnement intégré qui relève et de la visualisation scientifique et de la visualisation de l'information. Il comprend des fonctionnalités avancées de rendu volumique qui se basent sur la programmation GPU ; des métaphores graphiques comme les *kymotraces* qui permettent une perception pertinente des phénomènes étudiés et aident l'utilisateur à se construire une représentation mentale de ces phénomènes ; et des outils de manipulation et de quantification interactifs qui affinent cette représentation et permettent de la partager avec d'autres personnes en donnant des arguments visuels et quantitatifs.

Ce projet a été l'occasion d'une collaboration fructueuse sur le plan scientifique comme sur le plan humain avec les biologistes de l'équipe de Dominique PLOTON. L'analyse à l'aide de rev4D d'images 4D en microscopie confocale de cellules cancéreuses sous l'action de l'actinomycine D a permis l'étude de la réorganisation des composants nucléolaires après leur inhibition par cette drogue. Elle permet également de renforcer l'hypothèse de l'existence de la matrice nucléaire, une structure rigide à l'intérieur du noyau.

L'expérience acquise lors de cette collaboration directe avec des biologistes a été l'un des éléments qui ont favorisé le transfert de technologie de rev4D, au vu de sa commercialisation comme module d'AmiraTM, qui est un logiciel largement utilisé par les équipes de recherche en sciences du vivant.

C'est en étant à l'écoute des besoins des biologistes que ce projet s'est développé, et a permis des contributions scientifiques dans les domaines du suivi de données 4D, de la visualisation et de l'interaction. La nécessité d'aller plus loin en terme de traitement d'images est ensuite apparue, pour laquelle la collaboration avec Barbara ROMANIUK du thème *Traitement du Signal et des Images, Instrumentation* du groupe *Signal, Image et Connaissance* du CReSTIC a été précieuse. La thématique de l'intégration des outils de traitement d'image à la modélisation 4D représente une voie riche de développements scientifiques.

Ces collaborations scientifiques et industrielles sont amenées à fructifier dans le futur, dans leurs domaines respectifs.

Dans la partie **Modèles pour l'Imagerie Médicale**, j'ai présenté les contributions issues du travail de thèse de Samuel EMERIAU. Sa thèse est financée par une convention CIFRE avec la société Philips. Ces travaux se déroulent en collaboration avec l'équipe de neuroimagerie fonctionnelle du professeur Laurent PIEROT au CHU de Reims.

J'ai présenté une méthode de parcellisation, qui est la première étape pour identifier des réseaux fonctionnels communs à différents sujets.

Le domaine de l'IRM fonctionnelle est une nouvelle extension du champ de compétences de notre équipe. Il fait appel aux aspects classiques de l'imagerie, comme les méthodes de segmentation et également aux traitements statistiques des données. Ce projet est pour moi une expérience très intéressante de développement d'un nouvel axe de recherche, qui montre l'importance à la fois de la méthodologie scientifique et des contacts humains. Considérer un nouveau domaine de recherche est à la fois motivant et interrogeant, du fait de la vastitude qu'il présente. Regarder une discipline d'un œil neuf permet de poser des questions méthodologiques pertinentes, qui apparaissent moins clairement lorsqu'on travaille au quotidien dans le domaine. Il est néanmoins précieux dans un nouveau projet d'avoir des interlocuteurs qui puissent partager leur expérience, et c'est pourquoi la collaboration avec Jean-Baptiste POLINE de l'unité de neuro-imagerie anatomo-fonctionnelle du Service Hospitalier Frédéric Joliot (NeuroSpin - CEA/SHFJ) est un atout pour nous.

Dans la partie **Modèles pour l'Art Virtuel**, j'ai présenté la démarche menant à la réalisation de deux modeleurs pour la sculpture virtuelle, *Splimo*, et *Splimo SE*. Si ce dernier intègre toutes les fonctionnalités du premier, son orientation est différente, puisque le premier est un modeleur de tubes splines, et le second un modeleur d'objets maillés de topologie quelconque.

La question des relations entre l'art virtuel et l'art tangible s'est imposée à nous dans le projet *Spline et Idéal*, et nous y avons apporté notre contribution par l'intermédiaire d'un logiciel développant des spécificités du monde virtuel *Idéal*, et permettant de faire des allers-retours entre ces deux domaines.

Nous avons montré l'intérêt du modèle déformable développé lors de la thèse d'Aassif BENASSAROU dans le domaine de l'art virtuel, et nous avons proposé de nouvelles métaphores d'interaction avec les objets virtuels : les *Splines Doubles*. Notre projet est prêt à s'ouvrir à d'autres approches de déformation du modèle surfacique, pourvu qu'elles puissent être traduites en forces.

Dans la partie **Méta-Modèles**, j'ai présenté une étude sur les motivations et les besoins humains. Cette étude est une méta-réflexion, puisqu'il s'agit d'une recherche sur la situation de recherche et d'enseignement. Elle met en lumière l'importance de créer des conditions favorables à l'apprentissage dans l'enseignement et l'encadrement d'étudiants, et illustre mon style d'encadrement à travers un exemple d'accompagnement d'un groupe de projet travaillant sur *Splimo*.

Envoi

Les applications de l'informatique dans le domaine de l'image sont nombreuses, la biophotonique, l'imagerie médicale et l'art virtuel en sont des exemples significatifs. Les conditions matérielles dans lesquelles inscrire des collaborations pluridisciplinaires sont éminemment importantes. A cet effet, je soutiens entièrement Laurent LUCAS dans la démarche qu'il porte de création d'un Centre Image Régional regroupant des partenaires industriels et universitaires, pour favoriser les synergies de collaboration dans ce domaine, à l'image de celles que nous avons réalisées dans les trois exemples présentés.

Pour faire le lien avec l'étude présentée dans la partie IV, je propose maintenant un éclairage de l'activité de recherche en terme de réponse à des besoins fondamentaux. Il s'agit de besoins humains lorsqu'un collègue biologiste demande un outil pour sélectionner de manière ergonomique un sous-ensemble des kymotracés afin de quantifier l'évolution de certains nucléoles. Il s'agit de besoins sociaux et économiques lorsqu'on négocie un contrat de transfert de technologie. Il s'agit de besoins scientifiques lorsqu'on est amené à identifier et lever des verrous scientifiques. Il s'agit de besoins humanistes lorsqu'un projet s'inscrit dans le domaine la lutte contre le cancer. Il s'agit également de besoins de transcendance lorsque la question de l'art est abordée.

Je tiens à partager enfin combien la rédaction de ce mémoire a réellement été l'occasion de donner du sens à mon parcours de recherche, et j'ai plaisir à vérifier que ce sens s'inscrit dans les missions des enseignants-chercheurs, telles qu'elles sont énoncées dans la suite de l'article 3 du décret fixant les dispositions statutaires communes applicables aux enseignants-chercheurs, dont j'ai présenté la première partie en section 7.2.4.

ARTICLE 3 : Les enseignants-chercheurs concourent à l'accomplissement des missions de service public de l'enseignement supérieur définies par la loi du 26 janvier 1984 susvisée.

[...]

Ils ont également pour mission le développement de la recherche fondamentale appliquée, pédagogique ou technologique ainsi que la valorisation de ses résultats. Ils participent au développement scientifique et technologique en liaison avec les grands organismes de recherche et avec les secteurs sociaux et économiques concernés. Ils concourent à la réalisation des objectifs définis par la loi n° 82-610 du 15 juillet 1982 d'orientation et de programmation pour la recherche et le développement technologique de la France. Ils contribuent à la coopération entre la recherche universitaire, la recherche industrielle et l'ensemble des secteurs de production.

Ils participent à la diffusion de la culture et de l'information scientifique et technique.

[...]

Publications et Communications

Articles de Revues

- P01** A. BENASSAROU, **E. BITTAR** et L. LUCAS, « Suivi hiérarchique de structures intra-cellulaires dans des images 4d », *RTSI série Technique & Science Informatiques (TSI)*, 2007, vol. 26, n° 3-4, 2007, p. 423–442.
- P02** D. MISCHLER, B. ROMANIUK, A. BENASSAROU et **E. BITTAR**, « Robust 4d segmentation of cells in confocal images machine graphics and vision », *Machine Graphics and Vision*, vol. 15, n° 3/4, 2006. p. 515–524.
- P03** **E. BITTAR**, N. TSINGOS et M.-P. GASCUEL, « Automatic reconstruction of unstructured 3d data : Combining a medial axis and implicit surfaces », *Computer Graphics Forum*, vol. 14, n° 3, aug 1995, p. 457–468.

Chapitres de Livres

- P04** S. LAVALLÉE, **E. BITTAR** et R. SZELISKI, *Elastic registration and inference using octree spline*, p. 283–296. A.W. Toga, Academic Press, San Diego (CA), nov 1998.
- P05** N. TSINGOS, **E. BITTAR** et M.-P. GASCUEL, *Implicit surfaces for semi-automatic medical organ reconstruction*, p. 3–15. Academic Press Ltd, 1995.

Conférences Internationales (comité de lecture et actes)

- P06** **E. BITTAR**, A. BENASSAROU, D. PLOTON et L. LUCAS, « Hierarchical tracking of intra-cell structures in 4d images », dans *3rd International Conference on BioMedical Visualization*, Londres, jul 2006.
- P07** C. SAUVAGE, E. ELIAS, P. TCHELIDZE, A. BENASSAROU, **E. BITTAR**, L. LUCAS, H. KAPLAN, D. PLOTON et M.-F. O'DONOHUE, « Formation of nucleolar caps during actinomycin d treatment : a quantitative (3d + time) and ultrastructural study », dans *19th Wilhelm Bernhard Workshop on the Cell Nucleus*, Münsterschwarzach Abbey, Germany, sep 2005.
- P08** A. BENASSAROU, **E. BITTAR**, N. JOHN et L. LUCAS, « Mc slicing for volume rendering applications », dans *Computer graphics and geometric modeling*, p. 314–321, Atlanta, GA, USA, may 2005. Springer Verlag.
- P09** **E. BITTAR**, O. NOCENT et A. HEFF, « Spline and ideal : from real to virtual sculptures, and back », dans *International Conference on Computer Vision and Graphics*, p. 456–462, Varsovie, Pologne, sep 2004. Springer.

- P10** E. BITTAR, A. BENASSAROU, L. LUCAS, E. ELIAS, P. TCHELIDZE, D. PLOTON et M.-F. O'DONOHUE, « How rev4d helps biologists study the effects of anti-cancerous drugs on living cells », dans *IEEE Visualization*, p. 46–47, Seattle, USA, oct 2003.
- P11** E. BITTAR, A. BENASSAROU, L. LUCAS, E. ELIAS, P. TCHELIDZE, D. PLOTON et M.-F. O'DONOHUE, « How to see inside living cells in 4d », dans *3rd IASTED International Conference on Visualisation, Imaging and Image Processing*, p. 187–194, Benalmádena, Spain, sep 2003. M.H. Hamza.
- P12** M.-F. O'DONOHUE, E. ELIAS, P. TCHELIDZE, H. BOBICHON, L. LUCAS, E. BITTAR et D. PLOTON, « Effect of actinomycin d upon upstream binding factor localization : a (3d + time) study », *Focus on Microscopy*, p. 104, Genova, Italy, apr 2003.
- P13** A. BENASSAROU, J. DE FREITAS CAIRES, E. BITTAR et L. LUCAS, « An integrated framework to analyze and visualize the evolution of multiple topology-changing objects in 4d image datasets », dans G. GREINER, H. NIEMANN, T. ERTL, B. GIROD et H.-P. SEIDEL, éditeurs, *Proc. Vision, Modeling and Visualization*, p. 147–154, Erlangen, Germany, novembre 2002.
- P14** J. DE FREITAS-CAIRES, A. BENASSAROU, E. BITTAR et L. LUCAS, « Interactive poster : A 4d deformable model to visualize time-varying volumetric datasets », dans *IEEE Visualization 2002, Posters Compendium*, p. 80–81, 2002.
- P15** A. BENASSAROU, E. BITTAR et L. LUCAS, « Interactive visualization of a series of volumes », dans *Workshop on Interactive Medical Image Visualization and Analysis*, Utrecht, The Netherlands, oct 2001.
- P16** S. PREVOST, L. LUCAS et E. BITTAR, « Multiresolution and shape optimization of implicit skeletal model. », dans *Winter School in Computer Graphics and Visualization*, p. 8–15, vol SC. Plzen, Czech Republic, feb 2001.
- P17** E. BITTAR, L. LUCAS et S. PRÉVOST, « Tracking living cells with an implicit deformable model », dans *Proc. of ACM SIGGRAPH / Eurographics Implicit Surface'99*, p. 131–164, Bordeaux, France, 1999.
- P18** L. LUCAS, S. PREVOST et E. BITTAR, « Multiresolution modeling and implicit skeletal surfaces. », dans *Eurographics and ACM Siggraph Workshop on Implicit Surface*, p. 123–130, Bordeaux, France, sep 1999.
- P19** S. LAVALLÉE, E. BITTAR, B. COUTEAU, Y. PAYAN et M.-C. HOBATHO, « Elastic registration of 3d images and inference using octree-splines and image gradient features », dans *International Workshop on Biomedical Image Registration*, p. 61–76, Bled, Slovenia, aug 1999.
- P20** N. TSINGOS, E. BITTAR et M.-P. GASCUEL, « Semi-automatic reconstruction of implicit surfaces for medical applications », dans *Computer Graphics International*, p. 3–15, Leeds, England, jun 1995.
- P21** E. BITTAR, S. LAVALLÉE et R. SZELISKI, « A method for registering overlapping range images of arbitrarily shaped surfaces for 3d object reconstruction », dans *Sensor Fusion VI*, p. 322–336, Boston, sep 1993.

Conférences Nationales (comité de lecture et actes)

- P22** E. BITTAR, A. BENASSAROU, L. LUCAS, E. ELIAS, P. TCHELIDZE, D. PLOTON et M.-F. O'DONOHUE, « Analyse et modélisation à l'intérieur de cellules vivantes dans des images 4d », dans *14ème congrès francophone de Reconnaissance des formes et Intelligence artificielle*, p. 845–854, Toulouse, France, jan 2004.
- P23** E. ELIAS, A. BENASSAROU, E. BITTAR, L. LUCAS, P. TCHELIDZE, C. SAUVAGE, H. BOBICHON, D. PLOTON et M.-F. O'DONOHUE, « Rev4d : un nouveau programme basé sur un modèle spatio-temporel déformable appliqué à l'analyse du suivi de protéines chimères gfp dans les cellules vivantes », dans *9ème congrès annuel AFC Cytométrie*, Strasbourg, France, oct 2003.
- P24** E. BITTAR et S. LAVALLÉE, « Un modèle volumique déformable hiérarchique et un calcul de distance k-d efficace pour la segmentation d'images 3-d », dans *GRETSI*, p. 1491–1494, Grenoble, sep 1997.

Conférences Nationales

- P25** C. PORTEFAIX, F. GIERSKI, S. EMERIAU, E. BITTAR et L. PIEROT, « Apport du 3t en imagerie fonctionnelle d'activation : comparaison avec l'irmf à 1.5t », dans *Journées Françaises de Radiologie*, Paris, oct 2006.
- P26** E. BITTAR, « Internet est une ressource pédagogique et technique pour accompagner les étudiants vers l'autonomie », dans *Journée de travail " Enseigner Autrement ", de l'Assemblée des Directeurs d'IUT (ADIUT)*, Montrouge, dec 2003.
- P27** A. BENASSAROU, E. BITTAR et L. LUCAS, « Suivi interactif de cellules vivantes dans des images 4d », dans *16èmes journées de l'Association française d'informatique graphique / 1ères rencontres du Chapitre français d'Eurographics*, Saint-Denis, France, dec 2003.
- P28** E. BITTAR et O. NOCENT, « Les travaux du leri-mads et la collaboration avec une artiste : Anne heff », dans *Chapelle de l'Ecole Supérieure d'Arts Appliqués*, Troyes, France, nov 2003.
- P29** A. BENASSAROU, E. BITTAR et L. LUCAS, « Analyse et visualisation de l'évolution de cellules vivantes dans une image 4d », dans *10èmes journées du Groupe de travail Animation et simulation*, Brest, France, jun 2003.
- P30** E. BITTAR, L. LUCAS et S. PREVOST, « Des modèles déformables pour suivre l'évolution du nucléole dans des cellules vivantes », dans *Séminaire du Groupe de Travail Animation, Simulation, Systèmes dynamique*, Grenoble, mar 2000.
- P31** E. BITTAR, « Segmentation d'images médicales par des surfaces actives », dans *Séminaire Méthodologie en Imagerie Cérébrale Fonctionnelle, GIS " Sciences de la Cognition " et GdR PRC ISIS*, Caen, dec 1997.

Rapports / Mémoires

- P32** E. BITTAR, « Accompagnement d'un groupe de projet avec l'analyse transactionnelle ». Mémoire de Certification en Analyse Transactionnelle, EATA-ITAA, nov 2005.
- P33** E. BITTAR, « Étude de la réussite des étudiants de 1ère année d'iut ». Département Informatique, IUT de Reims, may 2001.
- P34** C. BARBE-ZOPPIS, E. BITTAR, A. BOUCHAM, V. BOUCHARD-GILANTON, F. CHARBONNIER, F. FORBES, G. FUSELLIER, C. GEINDREAU, G. MOREAU et P. ODIER, « Motivations au travail des étudiants ». Rapport d'Atelier de Monitorat, CIES Grenoble, mar 1996.

Encadrements

Thèses et DEA/Masters Recherche

- E1** Samuel EMERIAU, Doctorant en Informatique à l'URCA depuis 2006
« *Étude dynamique des activations cérébrales en IRM fonctionnelle* »
- E2** Damien MISCHLER, Master Recherche Science Informatique, Université de Marne-la-Vallée, 2006
« *Segmentation d'Images Biomédicales 4D* »
- E3** Aassif BENASSAROU, Thèse d'Informatique, URCA, 2002-2005
« *Suivi hiérarchique et visualisation interactive dans des images 4D. Application au suivi de structures cellulaires en imagerie du vivant* » soutenue devant le jury composé de
- | | | | | |
|-----------|------------|-----------------------|----|-----------------------|
| Hervé | DELINGETTE | Rapporteur | DR | INRIA Sophia |
| Francis | SCHMITT | Rapporteur | Pr | ENST Paris |
| Sylvain | MICHELIN | Examineur | Pr | Univ. Marne-la-Vallée |
| Charles | KERVANN | Examineur | CR | IRISA |
| Dominique | PLOTON | Co-Directeur de thèse | Pr | URCA |
| Eric | BITTAR | Co-Directeur de thèse | MC | URCA |
| Laurent | LUCAS | Co-Directeur de thèse | Pr | URCA |
- E4** Samuel EMERIAU, DEA Signaux et Images en Biologie et Médecine, Université d'Angers, 2005
« *Traitement et analyse d'images d'IRM fonctionnelle à l'aide du logiciel SPM (Statistical Parametric Mapping) dans le cadre d'une étude des processus d'inhibition motrice dans la schizophrénie* »
- E5** Aassif BENASSAROU, DEA Informatique, Université de Rennes I, 2002
« *Modèle déformable 4D pour la visualisation du nucléole de cellules vivantes* »
- E6** Johnny DE FREITAS, DEA Informatique Fondamentale et Applications, Université de Marne-la-Vallée, 2002
« *Visualisation Multidimensionnelle de données biologiques 4D* »

Projets et Stages sur la sculpture virtuelle

- S1** Nicolas GUILBERT, Stage de 2ème année d'IUT Informatique, 2006
« *SPLIMO Snake Evolution, sculpture interactive de surfaces animées* »
- S2** Projet de 6 étudiants 2ème année d'IUT Informatique, 2006
« *SPLIMO Snake Evolution, sculpture interactive de surfaces animées* »
- S3** Projet de 6 étudiants 2ème année d'IUT Informatique, 2005
« *SPLIMO, programmation de shaders pour l'intégration d'effets temps réel* »
- S4** Michaël THIERRY, Stage de Licence Professionnelle Ingénierie de l'Image Numérique, 2004
« *SPLIMO, interactivité de la modélisation* »
- S5** Projet de 6 étudiants 2ème année d'IUT Informatique, 2004
« *SPLIMO, interface utilisateur et intégration de caméras mobiles* »
- S6** Irénée CAROULLE, Stage de Licence Professionnelle Ingénierie de l'Image Numérique, 2003
« *SPLIMO, un logiciel de modélisation et d'animation de structures filaires en 3D* »

Conventions Industrielles

- I1** Convention CIFRE entre l'URCA et la société Philips pour le financement de la thèse de Samuel EMERIAU, mai 2006
« *Étude dynamique des activations cérébrales observées en IRMf* »
- I2** Contrat de transfert de Technologie entre l'URCA et la société Mercury Computer Systems, mars 2006
« *Commercialisation et diffusion mondiale comme module d'AMIRA, du logiciel rev4D issu des travaux sur le suivi hiérarchique d'objets dans des images 4D.* »

Bibliographie

- [1] J.-O. LACHAUD, *Extraction de surfaces à partir d'images tridimensionnelles : approche discrète et approche par modèle déformable*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 1998. (Cité p. 5, 14, 18, 21, 22, 23, 25 et 28)
- [2] J.-O. LACHAUD et A. MONTANVERT, « Deformable meshes with automated topology changes for coarse-to-fine 3D surface extraction », *Medical Image Analysis*, vol. 3, n° 2, 1999, p. 187–207. (Cité p. 5, 18, 21 et 23)
- [3] C. ROGERS, *Liberté pour apprendre*. Dunod, 1984. (Cité p. 11)
- [4] A. BENASSAROU, *Suivi hiérarchique et visualisation interactive dans des images 4D - Application au suivi de structures cellulaires en imagerie du vivant*. Thèse de doctorat, Université de Reims Champagne-Ardenne, France, dec 2005. (Cité p. 14 et 26)
- [5] E. MÉMIN et P. PÉREZ, « Dense estimation and object-based segmentation of the optical flow with robust techniques », *IEEE Trans. on Image Processing*, vol. 7, n° 5, 1998, p. 703–719. (Cité p. 14)
- [6] M. BLACK, D. FLEET et Y. YACOOB, « Robustly estimating changes in image appearance », *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 78, 2000, p. 8–31. (Cité p. 14)
- [7] W. DE LEEUW et R. VAN LIERE, « Case study : Comparing two methods for filtering external motion in 4D confocal microscopy data », dans *Joint Eurographics IEEE TCVG Symposium on Visualization*, Grenoble, France, 2003. (Cité p. 14)
- [8] L. D. STEFANO et E. VIARANI, *Vehicle Detection and Tracking Using the Block Matching Algorithm*. World Scientific and Engineering Society Press, 1999. (Cité p. 15)
- [9] W. ZENG, J. DU, W. GAO et Q. HUANG, « Robust moving object segmentation on H.264/AVC compressed video using the block-based MRF model », *Real-Time Imaging*, vol. 11, n° 4, août 2005, p. 290–299. (Cité p. 15)
- [10] D. PERPERIDIS, R. H. MOHIADDIN et D. RUECKERT, « Spatio-temporal free-form registration of cardiac MR image sequences », dans *Proc. 7th international conference on medical image computing and computer-assisted intervention (MICCAI '04)*, p. 441–456, Saint-Malo, France, septembre 2004. (Cité p. 15)
- [11] H. PARK, P. H. BLAND, K. K. BROCK et C. R. MEYER, « Adaptive registration using local information measures », *Medical Image Analysis*, vol. 8, 2004, p. 465–473. (Cité p. 15)
- [12] E. RIETZEL, S. J. ROSENTHAL, D. P. GIERGA, C. G. WILLETT et G. T. Y. CHEN, « Moving targets : detection and tracking of internal organ motion for treatment planning and patient set-up », *Radiotherapy and Oncology*, vol. 73, n° S2, décembre 2004, p. S68–S72. (Cité p. 15)

- [13] J. MONTAGNAT et H. DELINGETTE, « Space and time shape constrained deformable surfaces for 4D medical image segmentation », dans *Proc. MICCAI 2000*, p. 196–205, Pittsburgh, PE, USA, 2000. (Cité p. 15 et 30)
- [14] D. GERLICH, J. MATTES et R. EILS, « Quantitative motion analysis and visualization of cellular structures », *Methods*, vol. 29, 2003, p. 3–13. (Cité p. 15)
- [15] A. BAHNSON, C. ATHANASSIOU, D. KOEBLER, L. QIAN, T. SHUN, D. SHIELDS, H. YU, H. WANG, J. GOFF, T. CHENG, R. HOUCK et L. COWSERT, « Automated measurement of cell motility and proliferation », *BMC Cell Biology*, vol. 6, n° 1, 2005, p. 19. (Cité p. 15)
- [16] I. SBALZARINI et P. KOUMOUTSAKOS, « Feature point tracking and trajectory analysis for video imaging in cell biology », *Journal of Structural Biology*, vol. 151, n° 2, août 2005, p. 182–195. (Cité p. 15)
- [17] C. M. WITT et K. ROBBINS, « Tracking thymocyte migration in situ », *Seminars in Immunology*, 2005. (Cité p. 15)
- [18] D. TERZOPOULOS, « Regularization of inverse visual problems involving discontinuities », *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 8, n° 4, 1986, p. 413–424. (Cité p. 15, 21, 22 et 60)
- [19] L. D. COHEN et I. COHEN, « Finite-element methods for active contour models and balloons for 2D and 3D images », *PAMI*, vol. 15, n° 11, novembre 1993, p. 1131–1147. (Cité p. 15, 17, 21 et 22)
- [20] H. TEK et B. B. KIMIA, « Volumetric segmentation of medical images by three-dimensional bubbles », *Computer Vision and Image Understanding : CVIU*, vol. 65, n° 2, 1997, p. 246–258. (Cité p. 15 et 19)
- [21] A. YEZZI, S. KICHENASSAMY, P. OLVER et A. TANNENBAUM, « A geometric snake model for segmentation of medical imagery », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 16, n° 2, 1995, p. 199–209. (Cité p. 15 et 19)
- [22] H. DELINGETTE, « Simplex meshes : a general representation for 3D shape reconstruction », dans *Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '94)*, juin 1994. (Cité p. 15, 18 et 22)
- [23] H. DELINGETTE, « General object reconstruction based on simplex meshes », *International Journal of Computer Vision*, vol. 32, n° 2, 1999, p. 111–146. (Cité p. 15, 18 et 29)
- [24] D. TERZOPOULOS, A. WITKIN et M. KASS, « Symmetry-seeking models and 3D object reconstruction », *International Journal of Computer Vision*, vol. 1, n° 3, 1987, p. 211–221. (Cité p. 15 et 22)
- [25] D. TERZOPOULOS, A. WITKIN et M. KASS, « Constraints on deformable models : Recovering 3D shape and nonrigid motion », *Artificial Intelligence*, vol. 36, n° 1, 1988, p. 91–123. (Cité p. 15 et 22)
- [26] F. LEYMARIE et M. D. LEVINE, « Tracking deformable objects in the plane using an active contour model », *PAMI*, vol. 15, n° 6, juin 1993, p. 617–634. (Cité p. 15 et 26)
- [27] T. MCINERNEY et D. TERZOPOULOS, « A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis », *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 19, n° 1, 1995, p. 69–83. (Cité p. 15 et 22)

-
- [28] J. MONTAGNAT et H. DELINGETTE, « Spatial and temporal shape constrained deformable surfaces for 3d and 4d medical image segmentation ». Rapport technique n° RR-4078, INRIA, 2000. (Cité p. 15)
- [29] M. KASS, A. WITKIN et D. TERZOPOULOS, « Snakes : Active contour models », dans *Proc. IEEE Conference on Computer Vision*, p. 259–268, London, England, août–novembre 1987. (Cité p. 15, 21 et 26)
- [30] V. CASELLES, F. CATTE, T. COLL et F. DIBOS, « A geometric model for active contours », *Numerische Mathematik*, vol. 66, 1993, p. 1–31. (Cité p. 15 et 19)
- [31] E. BITTAR, *Modèles déformables surfaciques, implicites et volumiques pour l'imagerie médicale*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble I, France, mar 1998. (Cité p. 17)
- [32] L. D. COHEN, « On active contour models and balloons », *Computer Vision, Graphics, and Image Processing. Image Understanding*, vol. 53, n° 2, 1991, p. 211–218. (Cité p. 17, 21 et 22)
- [33] M. DESBRUN et M.-P. CANI, « Peau implicite active pour l'habillage de modèles très déformables », dans *AFIG'97, Journées de l'Association Française d'Informatique Graphique*, Rennes, France, décembre 1997. Published under the name Marie-Paule Gascuel. (Cité p. 17 et 19)
- [34] M.-E. ALGORRI et F. SCHMITT, « Surface reconstruction from unstructured 3d data », *Computer Graphics Forum*, vol. 15, n° 1, 1996, p. 47–60. (Cité p. 17 et 26)
- [35] N. FLASQUE, M. DESVIGNES et M. REVENU, « Coopération de modèles déformables pour l'imagerie cérébrale en 3 dimensions », dans *Proc. 16^{ème} colloque sur le Traitement du signal et des Images (GRETSI)*, p. 733–736, Grenoble, France, septembre 1997. (Cité p. 17)
- [36] F. LEITNER, *Segmentation dynamique d'images 3D*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 1993. (Cité p. 18)
- [37] J.-O. LACHAUD et A. MONTANVERT, « Volumic segmentation using hierarchical representation and triangulated surface », dans *Proc. 4th European Conference on Computer Vision (ECCV'96)*, vol. 1064 (coll. *Lecture Notes in Computer Science*), p. 137–146, Cambridge, UK, avril 1996. Springer-Verlag, Berlin. (Cité p. 18)
- [38] T. MCINERNEY et D. TERZOPOULOS, « Medical image segmentation using topologically adaptable surfaces », dans N. AYACHE, éditeur, *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*. Springer-Verlag, 1997. (Cité p. 18 et 21)
- [39] T. MCINERNEY et D. TERZOPOULOS, « Topology adaptive deformable surfaces for medical image volume segmentation », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 18, n° 10, 1999, p. 840–850. (Cité p. 18)
- [40] T. MCINERNEY et D. TERZOPOULOS, « T-snakes : Topology adaptive snakes », *Medical Image Analysis*, vol. 4, n° 2, 2000, p. 73–91. (Cité p. 18)
- [41] S. OSHER et J. A. SETHIAN, « Fronts propagating with curvature-dependent speed : Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations », *Journal of Computational Physics*, vol. 79, 1988, p. 12–49. (Cité p. 18)

- [42] R. T. WHITAKER, « Volumetric deformable models : Active blobs », dans R. ROBB, éditeur, *Proc. of 3rd Conf. on Visualization in Biomedical Computing (VBC'94)*, vol. 2359 (coll. *SPIE Proc.*), p. 122–134, Rochester, MN, 1994. (Cité p. 19)
- [43] R. MALLADI, J. A. SETHIAN et B. C. VEMURI, « Evolutionary fronts for topology-independent shape modeling and recovery », dans J.-O. EKLUNDH, éditeur, *Proc. 3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, vol. 800 (coll. *Lecture Notes in Computer Science*), p. 3–13. Springer-Verlag, Berlin, 1994. (Cité p. 19)
- [44] R. MALLADI, J. A. SETHIAN et B. C. VEMURI, « Shape modeling with front propagation : A level set approach », *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 17, n° 2, 1995, p. 158–175. (Cité p. 19)
- [45] E. BARDINET, L. COHEN et N. AYACHE, « Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics », *Medical Image Analysis*, vol. 1, n° 2, 1996, p. 129–149. (Cité p. 19)
- [46] E. BITTAR, L. LUCAS et S. PREVOST, « Tracking living cells with an implicit deformable model », dans *Proc. of ACM SIGGRAPH / Eurographics Implicit Surface'99*, p. 131–164, Bordeaux, France, 1999. (Cité p. 19)
- [47] W. E. LORENSEN et H. E. CLINE, « Marching cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm », *Computer Graphics (SIGGRAPH'87 Proceedings)*, vol. 21, n° 4, 1987, p. 163–169. (Cité p. 19 et 27)
- [48] J.-M. ROUET, J.-J. JACQ et C. ROUX, « Recalage élastique 3d de surfaces numériques par optimisation génétique », dans *Proc. 16^{ème} colloque sur le Traitement du signal et des Images (GRETSI)*, p. 1395–1398, Grenoble, France, septembre 1997. (Cité p. 20)
- [49] H. DELINGETTE, « On smoothness measures of active contours and surfaces », dans *Proc. 1st IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods in Computer Vision*, p. 43–50, Vancouver, Canada, juillet 2001. (Cité p. 20)
- [50] A. BOTTINO, W. NUIJ et K. VAN OVERVELD, « How to shrinkwrap through a critical point : an algorithm for the adaptive triangulation of iso-surfaces with arbitrary topology », dans *Proc. of Implicit Surfaces '96*, p. 53–72, Eindhoven, The Netherlands, octobre 1996. (Cité p. 22)
- [51] H.-C. RODRIAN et H. MOOCK, « Dynamic triangulation of animated skeleton-based implicit surfaces », dans *Proc. of Implicit Surfaces '96*, p. 37–52, Eindhoven, The Netherlands, octobre 1996. (Cité p. 22)
- [52] G. SZEKELY, A. KELEMEN, C. BRECHBUEHLER et G. GERIG, « Segmentation of 3D objects from mri volume data using constrained elastic deformations of flexible fourier surface models », *Medical Image Analysis*, vol. 1, n° 1, 1996, p. 19–34. (Cité p. 22)
- [53] E. PROMAYON, *Modélisation et simulation de la respiration*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, novembre 1997. (Cité p. 22)
- [54] J. V. MILLER, D. E. BREEN, W. E. LORENSEN, R. M. O'BARNES et M. J. WOZNY, « Geometrically deformed models : A method for extracting closed geometric models from volume data », *Computer Graphics (SIGGRAPH'91 Proceedings)*, vol. 25, n° 4, juillet 1991. (Cité p. 26)

-
- [55] B. TATON et J.-O. LACHAUD, « Modèle déformable en métrique non euclidienne », dans *Actes du 13^{ème} Reconnaissance de Formes et Intelligence Artificielle (RFIA'02)*, p. 425–434, Angers, France, jan 2002. (Cité p. 26)
 - [56] B. TATON et J.-O. LACHAUD, « Deformable model with non-euclidean metrics », dans A. HEYDEN, G. SPARR, M. NIELSEN et P. JOHANSEN, éditeurs, *Proc. 7th European Conference on Computer Vision (ECCV'2002)*, vol. 2352 (coll. LNCS), p. 438–453, Copenhagen, Denmark, 2002. Springer, Berlin. (Cité p. 26)
 - [57] B. TATON, *Modèle déformable à densité adaptative - Application à la segmentation d'images*. Thèse de doctorat, Université de Bordeaux I, 2004. (Cité p. 26)
 - [58] G. WYVILL, C. MCPHEETERS et B. WYVILL, « Data structure for soft objects », *The Visual Computer*, vol. 2, n° 4, 1986, p. 227–234. (Cité p. 27)
 - [59] B. B. BEDERSON et B. SHNEIDERMAN, éditeurs, *The Craft of Information Visualization : Readings and Reflections*. Morgan Kaufmann, 2003. (Cité p. 34)
 - [60] J. FEKETE et C. PLAISANT, « Interactive information visualization of a million items », dans *Proc. IEEE Symposium on Information Visualization*, p. 117–124, octobre 2002. (Cité p. 34)
 - [61] D. A. BOWMAN, D. B. JOHNSON et L. F. HODGES, « Testbed evaluation of virtual environment interaction techniques », dans *Proc. ACM symposium on Virtual reality software and technology*, p. 26–33, London, United Kingdom, 1999. (Cité p. 34)
 - [62] L. NOWELL, R. SCHULMAN et D. HIX, « Graphical encoding for information visualization : An empirical study », dans *Proc. IEEE Symposium on Information Visualization (InfoVis '02)*, p. 43, Washington, DC, USA, 2002. (Cité p. 35)
 - [63] J. BERTIN, *Sémiologie graphique*. Gauthier-Villars/Mouton, 1967. (Cité p. 35)
 - [64] J. BERTIN, *La Graphique et le traitement graphique de l'information*. Flammarion, 1977. (Cité p. 35)
 - [65] C. BRULEY, *Analyse des représentations graphiques de l'information - Extensions aux représentations tridimensionnelles*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 1999. (Cité p. 35 et 36)
 - [66] C. G. HEALEY, K. S. BOOTH et J. T. ENNS, « Visualizing real-time multivariate data using preattentive processing », *ACM Trans. Model. Comput. Simul.*, vol. 5, n° 3, 1995, p. 190–221. (Cité p. 36)
 - [67] B. SHNEIDERMAN, « The eyes have it : A task by data type taxonomy for information visualizations », dans *Proceedings IEEE Symposium on Visual Languages*, p. 336–343, septembre 1996. (Cité p. 36)
 - [68] H. GOURAUD, « Computer display of curved surfaces », *IEEE Transactions on Computers*, vol. 20, n° 6, juin 1971, p. 623–629. (Cité p. 37)
 - [69] H. HAUSER, R. S. LARAMEE et H. DOLEISCH, « State-of-the-art report 2002 in flow visualization ». Rapport technique n° TR-VRVis-2002-003, VRVis Research Center, Vienna, Austria, janvier 2002. (Cité p. 38)
 - [70] C. G. HEALEY et J. T. ENNS, « Large datasets at a glance : Combining textures and colors in scientific visualization », *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 5, n° 2, 1999, p. 145–167. (Cité p. 38)

- [71] G. SWEET et C. WARE, « View direction, surface orientation and texture orientation for perception of surface shape », dans *Proc. Conference on Graphics Interface*, p. 97–106, London, Ontario, Canada, 2004. (Cité p. 38)
- [72] S. KIRKPATRICK, C. D. GELATT et M. P. VECCHI, « Optimization by simulated annealing », *Science*, vol. 220, n° 4598, 1983, p. 671–680. (Cité p. 39)
- [73] Y. SHAV-TAL, R. H. SINGER et X. DARZACQ, « Imaging gene expression in single living cells », *Nature Reviews Molecular Cell Biology*, vol. 5, 2004, p. 855–862. (Cité p. 40)
- [74] W. DE LEEUW et R. VAN LIERE, « MCMR : a fluid view on time dependent volume data », dans *Proc. Symposium on Data Visualisation (VisSym '03)*, p. 149–156, Grenoble, France, 2003. (Cité p. 40 et 41)
- [75] É.-J. MAREY, *Etude de la locomotion animale par la chronophotographie*. 1887. (Cité p. 43)
- [76] É.-J. MAREY, *Le mouvement*. 1894. (Cité p. 43)
- [77] G. W. FURNAS, « Generalized fisheye views », dans *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems (CHI '86)*, p. 16–23, Boston, MA, United States, 1986. (Cité p. 43)
- [78] J. ABELLO, S. G. KOBOUROV et R. YUSUFOV, « Visualizing large graphs with compound-fisheye views and treemaps », dans *12th Symposium on Graph Drawing*, p. 431–442, 2004. (Cité p. 43)
- [79] B. CABRAL, N. CAM et J. FORAN, « Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware », dans *Proc. ACM Symposium on Volume Visualization '94*, p. 91–98, Washington, 1994. (Cité p. 45)
- [80] A. VAN GELDER et K. KIM, « Direct volume rendering with shading via three-dimensional textures », dans *Proc. ACM Symposium on Volume Visualization '96*, p. 23–30, 1996. (Cité p. 45)
- [81] R. YAGEL, D. REED, A. LAW, P. SHIH et N. SHAREEF, « Hardware assisted volume rendering of unstructured grids by incremental slicing », dans *Proc. ACM Symposium on Volume Visualization '96*, p. 55–63, 1996. (Cité p. 45)
- [82] R. WESTERMANN et T. ERTL, « Efficiently using graphics hardware in volume rendering applications », *Computer Graphics (SIGGRAPH'98 Proceedings)*, vol. 32, n° 4, 1998, p. 169–179. (Cité p. 45)
- [83] K. BRODLIE et J. WOOD, « Recent advances in visualization of volumetric data », dans *Proc. Eurographics 2000*, p. 65–84, Interlaken, Switzerland, 2000. (Cité p. 45)
- [84] A. BENASSAROU, E. BITTAR, N. W. JOHN et L. LUCAS, « MC slicing for volume rendering applications », dans *Proc. International Conference on Computational Science*, vol. 3515 (coll. *Lecture Notes in Computer Science*), p. 314–321, Atlanta, GA, USA, mai 2005. Springer Verlag. (Cité p. 45 et 47)
- [85] T. PORTER et T. DUFF, « Compositing digital images », *Computer Graphics (SIGGRAPH'84 Proceedings)*, vol. 18, n° 3, juillet 1984, p. 253–259. (Cité p. 45)
- [86] P. G. LACROUTE, *Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation*. Thèse de doctorat, Stanford University, 1995. (Cité p. 46)

-
- [87] J. KNISS, G. KINDLMANN et C. HANSEN, « Interactive volume rendering using multi-dimensional transfer functions and direct manipulation widgets », dans *Proceedings Visualization 2001*, p. 255–262, 2001. (Cité p. 46 et 47)
 - [88] R. L. GRAHAM, « An efficient algorithm for determining the convex hull of a finite planar set », *Information Processing Letters*, vol. 1, 1972, p. 132–133. (Cité p. 46)
 - [89] B. MORET et H. SHAPIRO, *Algorithms from P to NP*, vol. I : Design and Efficiency. Benjamin-Cummings, 1991. (Cité p. 46)
 - [90] J. KNISS, C. HANSEN, M. GREINER et T. ROBINSON, « Volume rendering multivariate data to visualize meteorological simulations : a case study », dans *Proceedings Eurographics/IEEE TCVG Symposium on Visualisation (VisSym '02)*, p. 189–194, Barcelona, Spain, 2002. (Cité p. 47)
 - [91] G. COX et C. SHEPPARD, « Effects of image deconvolution on optical sectioning in conventional and confocal microscopes », *BioImaging*, vol. 1, 1993, p. 82–95. (Cité p. 52)
 - [92] T. D. VISSER, J. L. OUD et G. J. BRAKENHOFF, « Refractive index and axial distance measurements in 3d microscopy », *Optik*, vol. 90, 1994, p. 17–19. (Cité p. 53)
 - [93] J. P. C. XU, « Gradient vector flow : A new external force for snakes », *IEEE Proc. Conf on Vis. Patt. Recog.*, 1996, p. 30–31. (Cité p. 60)
 - [94] G. MARRELEC, P. BELLEC et H. BENALI, « Exploring large-scale brain networks in functional mri », *Journal of Physiology-Paris*, vol. In Press, Corrected Proof, In Press. (Cité p. 76)
 - [95] K. J. FRISTON, C. D. FRITH, P. F. LIDDLE et R. S. FRACKOWIAK, « Functional connectivity : the principal-component analysis of large (pet) data sets. », *J Cereb Blood Flow Metab*, vol. 13, n° 1, January 1993, p. 5–14. (Cité p. 77)
 - [96] M. J. McKEOWN, S. MAKEIG, G. G. BROWN, T. P. JUNG, S. S. KINDERMANN, A. J. BELL et T. J. SEJNOWSKI, « Analysis of fmri data by blind separation into independent spatial components. », *Hum Brain Mapp*, vol. 6, n° 3, 1998, p. 160–188. (Cité p. 77)
 - [97] R. BAUMGARTNER, C. WINDISCHBERGER et E. MOSER, « Quantification in functional magnetic resonance imaging : Fuzzy clustering vs. correlation analysis », *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 16, n° 2, February 1998, p. 115–125. (Cité p. 77)
 - [98] BELLEC, PERLBARG, JBABDI, PÉLÉGRINI-ISSAC, ANTON, DOYON et BENALI, « Identification of large-scale networks in the brain using fMRI », *Neuroimage*, vol. 29, 2006, p. 1231–1243. (Cité p. 77, 78 et 80)
 - [99] B. THIRION, G. FLANDIN, P. PINEL, A. ROCHE, P. CIUCIU et J. B. POLINE, « Dealing with the shortcomings of spatial normalization : multi-subject parcellation of fmri datasets. », *Hum Brain Mapp*, vol. 27, n° 8, August 2006, p. 678–693. (Cité p. 77, 79 et 81)
 - [100] THIRION, « Using functional parcellations to analyze fmri data », dans *Journées Inter Régionales de Formation en Neuro Imagerie*, Lyon, oct 2006. (Cité p. 77)
 - [101] G. WESCHE et H.-P. SEIDEL, « Freedrawer : a free-form sketching system on the responsive workbench », dans *VRST '01 : Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, p. 167–174, New York, NY, USA, 2001. ACM Press. (Cité p. 90 et 91)

- [102] T. GROSSMAN, R. BALAKRISHNAN et K. SINGH, « An interface for creating and manipulating curves using a high degree-of-freedom curve input device », dans *CHI '03 : Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, p. 185–192, New York, NY, USA, 2003. ACM Press. (Cité p. 91)
- [103] E. FERLEY, M.-P. CANI et J.-D. GASCUEL, « Resolution adaptive volume sculpting », *Graphical Models (GMOD)*, vol. 63, march 2002, p. 459–478. Special Issue on Volume Modelling. (Cité p. 91)
- [104] M. BOTSCH et L. KOBBELT, « An intuitive framework for real-time freeform modeling », *ACM Trans. Graph.*, vol. 23, n° 3, 2004, p. 630–634. (Cité p. 91)
- [105] D. A. BOWMAN, D. B. JOHNSON et L. F. HODGES, « Testbed evaluation of virtual environment interaction techniques », dans *VRST '99 : Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, p. 26–33, New York, NY, USA, 1999. ACM Press. (Cité p. 91)
- [106] D. TERZOPOULOS et H. QIN, « Dynamic nurbs with geometric constraints for interactive sculpting », *ACM Trans. Graph.*, vol. 13, n° 2, 1994, p. 103–136. (Cité p. 91)
- [107] R. C. VELTKAMP et W. WESSELINK, « Modeling 3D Curves of Minimal Energy », *Computer Graphics Forum*, vol. 14, n° 3, August 1995, p. 97–110. ISSN 1067-7055. (Cité p. 91)
- [108] W. HSU, J. HUGHES et H. KAUFMAN, « Direct Manipulation of Free-Form Deformations », dans *Computer Graphics (SIGGRAPH '92 Proceedings)*, p. 177–184, juillet 1992. (Cité p. 91)
- [109] I. FRANK DACHILLE, H. QIN, A. KAUFMAN et J. EL-SANA, « Haptic sculpting of dynamic surfaces », dans *SI3D '99 : Proceedings of the 1999 symposium on Interactive 3D graphics*, p. 103–110, New York, NY, USA, 1999. ACM Press. (Cité p. 91)
- [110] E. CATMULL et R. ROM, « A class of local interpolating splines. », dans *Computer aided Geometric design*, p. 317–326. Academic Press, 1974. (Cité p. 91)
- [111] D. G. Jean-Michel Nourrit YANNICK RÉMION, « A dynamic animation engine for generic spline objects », *The Journal of Visualization and Computer Animation*, vol. 11, n° 1, 2000, p. 17–26. (Cité p. 91 et 95)
- [112] Y. REMION, J.-M. NOURRIT et O. NOCENT, « D-dimensional parametric models for dynamic animation of deformable objects. », *The Visual Computer Journal*, vol. 17, n° 3, oct 2001, p. 167–178. (Cité p. 91 et 95)
- [113] M. P. L. MISKIEWICZ, « Presentations of time-spatial works-of-art in virtual reality », dans *The IASTED International Conference on Visualization, and Image Processing*, p. 364–349, Malaga (Spain), 2002. (Cité p. 93)
- [114] A. ANGELIDIS, G. WYVILL et M.-P. CANI, « Sweepers : Swept user-defined tools for modeling by deformation », dans *Shape Modeling International*. Genova, Italy, IEEE, june 2004. Best paper award. (Cité p. 98)
- [115] A. ANGELIDIS, M.-P. CANI, G. WYVILL et S. KING, « Swirling-sweepers : Constant volume modeling », dans *Pacific Graphics*, Korea, oct 2004. (Cité p. 99)
- [116] A. MUCHIELLI, *Les motivations*, coll. « Que sais-je? ». PUF, 2006. (Cité p. 103, 106, 109 et 110)

-
- [117] E. DICHTER, *La stratégie du désir*. Fayard, 1961. (Cité p. 103)
 - [118] R. NISBETT et T. WILSON, « Telling more than we can know : verbal reports on mental processes », *Psychological Review*, vol. 84, n° 3, 1977, p. 231–259. (Cité p. 103)
 - [119] T. PARSONS, *The social system*. The Free Press, New York, 1964. (Cité p. 104)
 - [120] J. BRUNER, *...car la culture donne forme à l'esprit*. Eshel, Paris, 1991. (Cité p. 104)
 - [121] T. NATHAN, *L'influence qui guérit*. Poches Odile Jacob, 2001. (Cité p. 104)
 - [122] A. MUCHIELLI, *Psychologie de la communication*, coll. « Que sais-je ? ». PUF, 1995. (Cité p. 104)
 - [123] J.-L. BEAUVOIS, *Traité de la servitude libérale*. Dunod, 1994. (Cité p. 104 et 107)
 - [124] F. DOLTO, *Psychanalyse et pédiatrie*. Editions du Seuil, 1971. (Cité p. 104)
 - [125] J. NIMIER, *Camille a la haine et... Léo adore les maths*. Aléas, 2006. (Cité p. 105)
 - [126] B. CYRULNIK, *Les nourritures affectives*. Odile Jacob, 1993. (Cité p. 105 et 106)
 - [127] S. PINKER, *L'instinct du langage*. Odile Jacob, 1999. (Cité p. 105)
 - [128] B. CYRULNIK, *Les vilains petits canards*. Odile Jacob, 2001. (Cité p. 105 et 107)
 - [129] B. CYRULNIK, *Un merveilleux malheur*. Odile Jacob, 1999. (Cité p. 107)
 - [130] ROSENTHAL et JACOBSON, *Pygmalion à l'école*. Castermann, 1972. (Cité p. 107)
 - [131] A. CHALABAEV, « Les attentes de l'enseignant d'eps sont-elles biaisées par des stéréotypes ? deux études en contexte expérimental et naturel ». Rapport de DÉA, Grenoble : Université Joseph Fourier, 2003. (Cité p. 107)
 - [132] J. DUFY, K. WARREN et M. WALSH, « Classroom interactions : gender of teacher, gender of student, and classroom subject », *Sex Roles*, vol. 45, n° 9/10, 2001, p. 579–593. (Cité p. 107)
 - [133] D. TROUILLOUD et P. SARRAZIN, « L'effet pygmalion existe-t-il ? influence des attentes des enseignants sur la motivation et la réussite des élèves », *Science et Motricité*, vol. 46, 2002, p. 69–94. (Cité p. 107)
 - [134] E. BERNE, *Analyse Transactionnelle et psychothérapie*. Petite Bibliothèque Payot, 1977. (Cité p. 110)
 - [135] R. SPITZ, « Hospitalisme », *Revue française de psychanalyse*, vol. XIII, 1949, p. 397–425. (Cité p. 110)
 - [136] H. LABORIT, *Eloge de la fuite*. Robert Laffont, 1976. (Cité p. 110)
 - [137] S. LEVINE, « Stimulation in infancy », *Scientific American*, vol. 202, 1960, p. 80–86. (Cité p. 110)
 - [138] E. BERNE, *Que dites-vous après avoir dit bonjour*. Tchou, 1983. (Cité p. 111)
 - [139] E. BERNE, *Des jeux et des hommes*. Stock, 1967. (Cité p. 112)
 - [140] N. K. SYMOR, « Le cycle de la dépendance. », *Actualités en AT*, vol. 27, p. 140–145. (Classiques de l'AT 3, 241-246). (Cité p. 112)
 - [141] D. W. WINNICOTT, *L'enfant et le monde extérieur*. Payot, 1976. (Cité p. 112)
 - [142] M. SIMONIS, « Pour qui l'élève doit-il réussir ? enseignement et symbiose », *Actualités en AT*, vol. 20, p. 190–192. (Classiques de l'AT 3, 117-119). (Cité p. 113)
 - [143] S. GELLERT et G. WILSON, « Les contrats », *Actualités en AT*, vol. 13, p. 4–9. (Classiques de l'AT 1, 200-205). (Cité p. 113)