



**Université de Strasbourg**



École doctorale : **Mathématiques, Sciences de l'Information et de l'Ingénieur**

Unité de recherche : **ICube – UMR 7357**

## **THÈSE**

Présentée par : **Erwan Duhamel**

Soutenue le : **11 Décembre 2024**

Pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université de Strasbourg**

Discipline/S spécialité : **Informatique**

### **Rendu volumique expressif pour la visualisation interactive de données médicales : application à l'imagerie échographique**

**Thèse dirigée par :**

**M. DISCHLER Jean-Michel**

Professeur des universités, Université de Strasbourg

**Rapporteurs :**

**M. Laurent LUCAS**

Professeur des universités, Université de Reims

**M. Julien TIERNY**

Directeur de Recherche, CNRS, Sorbonne Université

**Examineurs :**

**Mme. Caroline ESSERT**

Professeur des universités, Université de Strasbourg

**Invités :**

**M. SARTON Jonathan**

Maître de conférences, Université de Strasbourg

**M. BRIDAULT Flavien**

Directeur du développement logiciel, IRCAD France

## **Avertissement au lecteur / Warning to the reader**

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition des membres de

la communauté universitaire. Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Cela implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document. D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction ou représentation illicite encourt une poursuite pénale.

*This document is the result of a long process approved by the jury and made available to members of the university community. It is subject to the intellectual property rights of its author. This implies an obligation to quote and reference when using this document. Furthermore, any infringement, plagiarism, unlawful reproduction or representation will be prosecuted.*

### [Code de la Propriété Intellectuelle](#)

#### [Article L122-4](#)

Toute représentation ou reproduction intégrale ou partielle faite sans le consentement de l'auteur ou de ses ayants droit ou ayants cause est illicite. Il en est de même pour la traduction, l'adaptation ou la transformation, l'arrangement ou la reproduction par un art ou un procédé quelconque.

*Any representation or reproduction in whole or in part without the consent of the author or his successors in title or assigns is unlawful. The same applies to translation, adaptation or transformation, arrangement or reproduction by any art or process whatsoever.*

[Articles L335-1 à L335-9](#) Dispositions pénales / *Penal provisions.*

## **License attribuée par l'auteur / License attributed by the author**

Tout droits réservés.

Pour toute reproduction, totale ou partielle, du document ou du travail présenté, contactez

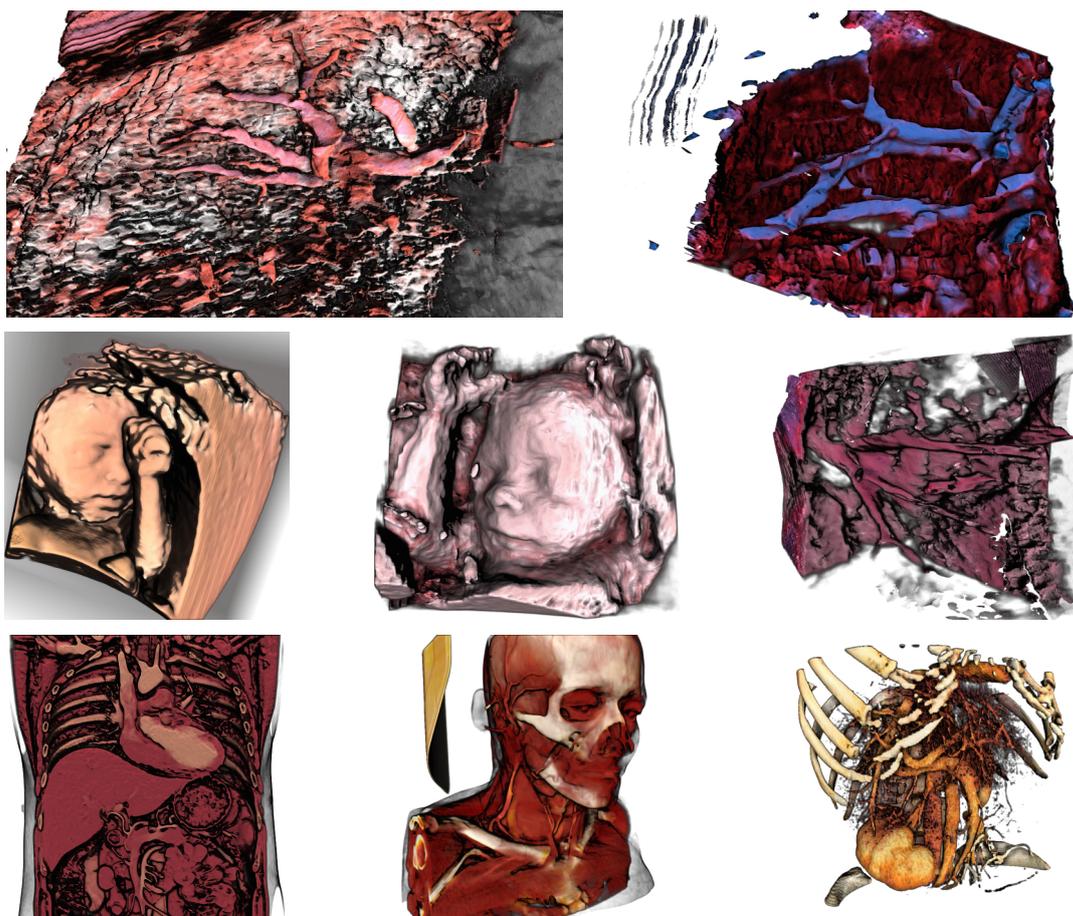
`erwanduhamel[at-sign]outlook[dot]com`

All right reserved.

Please contact `erwanduhamel[at-sign]outlook[dot]com` for any reproduction, partial or full, of the document or of the presented work.

# Rendu volumique expressif pour la visualisation interactive de données médicales : application à l'imagerie échographique

*Expressive direct volume rendering for interactive visualisation of medical data: application to ultrasound imaging*



Exemples de rendus obtenus par notre nouvelle technique rendu volumique direct, reposant sur la contribution au rendu volumique présentée dans ce manuscrit. Les deux premières rangées sont des données échographiques, données cibles du projet de recherche **Disruptere** dans lequel s'incrivent ces travaux de thèse. La dernière rangée illustre la robustesse de la méthode et l'intérêt de son utilisation dans un contexte plus large, ici avec des images de scanner tomodensitométrique.

## **IRCAD France**

### **Surgical Data Science Team**

Hôpitaux Universitaires  
1, place de l'Hôpital  
67091 Strasbourg Cedex, France

[sds.ircad@ircad.fr](mailto:sds.ircad@ircad.fr)  
<https://www.ircad.fr>

## **Université de Strasbourg**

### **Icube, UMR 7357**

300 Boulevard Sébastien Brant  
CS 10413 - F  
67412 Illkirch Cedex, France

+33 (0)3 68 85 45 54

---

# Remerciements

---

Je tiens tout d'abord à remercier **Jean-Michel DISCHLER**, mon directeur de thèse, ainsi que **Jonathan SARTON** et **Flavien BRIDAULT**, mes encadrants, pour avoir accepté d'encadrer cette thèse, pour m'avoir guidé durant ces trois années ainsi que pour leur soutien permanent, à la fois sur l'aspect moral et technique.

Je remercie M. **Laurent LUCAS**, et M. **Julien TIERNY**, qui ont accepté de faire partie du jury et d'endosser la responsabilité d'être rapporteurs pour cette thèse. Je remercie pareillement Mme. **Caroline ESSERT**, qui a accepté le poste d'examinatrice.

Je présente mes remerciements les plus sincères au Professeur **Jacques MARESCAUX**, Président de l'IRCAD France, à **Alexandre HOSTETTLER**, directeur du Département Recherche et Développement, *Surgical Data Science*, et à tous les financeurs du projet **Disruptere**, sans qui je n'aurais pu poursuivre cette thèse.

De chaleureux remerciements à **Flavio MILANO** et **Marie HARTMANN** pour leur aide avec l'acquisition de données réalisée dans le cadre de l'évaluation de nos travaux du [chapitre 4](#).

Je souhaite exprimer ma gratitude à tous les membres du Département Recherche et Développement de l'IRCAD France : **Alexandre ANCEL**, **Flavien BRIDAULT**, **Toby COLLINS**, **Mathieu HALLER**, **Alexandre HOSTETTLER**, **Luis MENDOZA**, **Flavio MILANA**, **William NDZIMBONG**, **Nicolas PAPIER**, **Baptiste PODVIN**, **Günther SAIBRO**, **Shamim SEDGHI**, **Marc SCHWEITZER**, **Didier WECKMANN**, les *fellows*, ainsi qu'aux anciens membres de l'équipe, **Michaël KUGLER**, **Lucas SCHMIDT** et **Evgenia SOBINE**, qui m'ont permis de me dédier à mes recherches dans les meilleures conditions. J'exprime les mêmes remerciements aux membres du laboratoire de l'ICube qui m'a accueilli, et en particulier à **Paul VIVILLE** pour son aide pour la [figure 1.4](#) et pour son soutien ces trois dernières années. Je remercie également les membres des autres départements de l'IRCAD, qui nous soutiennent au quotidien.

J'adresse mes chaleureux remerciements à mes plus proches amis : **Pierre SAAD**, **Nicolas KHOU**, **Paul KERN**, **Pierre WILLINGER-ADAM**, **Camille JEUGE**, **Grégoire PÊCHE**, **Mathieu HALLER**, **William NDZIMBONG**, Dr. Masashi TAKEUCHI, Dr. Naoki OKAMOTO, Dr. Kouhei MISHIMA, 竹内優志先生、岡本成亮先生、 et 三島江平先生.

Mes derniers remerciements vont à mes parents, à mes grands-parents, à mon chat et au reste de ma famille, qui m'ont supporté (dans plus qu'un sens du terme) durant ces trois années et même légèrement davantage.

あなた  
親愛なる猫へ  
進み続ける力をくれた者達へ

この世界は残酷だ  
そして  
とても美しい

あなた  
お猫様へ

---

# Table des matières

---

<b>Table des matières</b>	<b>9</b>
<b>Notations et définitions</b>	<b>1</b>
<b>1 Introduction</b>	<b>3</b>
1.1 Visualisation	4
1.1.1 Représentation visuelle	4
1.1.2 <i>Sci-vis</i> : Visualisation de données scientifiques	7
1.1.3 Visualisation de données scalaires volumiques	7
1.2 Imagerie médicale et échographie	11
1.2.1 Caractéristiques d'une image échographique	12
1.2.2 Échographie et volumes de données	12
1.2.2.1 Intérêt pratique des volumes d'images échographiques	12
1.2.2.2 Obtenir des volumes : limites, compromis et artefacts	13
1.2.2.3 Visualisation de volumes d'images échographiques	14
1.3 Projet <i>Disruptere</i>	15
1.3.1 Partis pris techniques	16
1.3.2 Contraintes techniques imposées sur les travaux	16
1.4 Synthèse	16
<b>2 État de l'art</b>	<b>19</b>
2.1 Rendu volumique direct	20
2.2 Fonction de transfert	23
2.3 Éclairage	25
2.3.1 Rendu volumique photoréaliste	26
2.3.2 Rendu volumique illustratif	29
2.4 Performances et optimisations	30
2.4.1 Saut de régions vides	30
2.4.2 Grilles et échantillonnage adaptatifs	30
2.4.3 Données volumiques massives	31
2.5 Rendu volumique multimodal	31
2.6 Visualisation de données médicales	33
2.6.1 Visualisation de données échographiques	33
2.7 Synthèse	36
<b>3 Rendu volumique direct expressif basé TROA</b>	<b>37</b>
3.1 Généralités et motivations	38
3.2 Vue d'ensemble	38
3.3 Construction et filtrage des surfaces TROA	40
3.3.1 Reconstruction	40
3.3.2 Échantillonnage adaptatif	41
3.3.3 Amélioration par filtrage	44
3.3.4 Calcul des vecteurs normaux à la surface	45
3.3.5 Influence sur le rendu	45
3.3.5.1 Filtrage des surfaces TROA	46
3.3.5.2 Échantillonnage adaptatif	47

3.3.5.3	Échantillonnage adaptatif combiné au filtrage . . . . .	47
3.4	Rendu volumique direct multimatériaux basé sur les surfaces TROA . . . . .	48
3.4.1	Éclairage illustratif hybride sur trois segments . . . . .	48
3.4.2	Échantillonnage adaptatif . . . . .	49
3.5	Application des surfaces TROA pour du <i>deferred shading</i> compatible avec le rendu volumique direct . . . . .	50
3.5.1	Influence sur le rendu . . . . .	51
3.5.1.1	Occlusion ambiante par HBAO . . . . .	51
3.5.1.2	<i>Cel-shading</i> . . . . .	51
3.5.1.3	<i>Deferred shading</i> . . . . .	52
3.6	Résultats . . . . .	52
3.6.1	Sélection des surfaces TROA . . . . .	53
3.6.2	Robustesse des surfaces TROA . . . . .	55
3.6.3	Sélection des modèles d'éclairage . . . . .	56
3.6.4	Emphase sur les surfaces TROA à l'aide de deux fonctions de transfert . . . . .	57
3.6.5	Comparaisons avec l'état de l'art en rendu volumique direct . . . . .	58
3.6.5.1	Performances . . . . .	58
3.6.5.2	Visuels . . . . .	59
3.6.6	Comparaisons à d'autres rendus volumiques illustratifs . . . . .	59
3.6.6.1	<i>Cel-shading</i> basé TROA et <i>cel-shading</i> basé fonction de transfert . . . . .	59
3.6.6.2	Occlusion ambiante par HBAO à l'aide des surfaces TROA et halos basés sur la fonction de transfert . . . . .	61
3.6.7	Performances . . . . .	63
3.7	Intégration . . . . .	65
3.8	Synthèse . . . . .	66
<b>4</b>	<b>Étude de cas : impact de la méthode de rendu dans l'analyse d'images médicales</b>	<b>69</b>
4.1	Objectifs . . . . .	70
4.2	Méthodologie . . . . .	70
4.2.1	Évaluer une technique de rendu : un problème de métriques . . . . .	70
4.2.2	Choix des métriques d'évaluation . . . . .	70
4.3	Jeu de données de test . . . . .	70
4.3.1	Acquisition . . . . .	71
4.3.2	Sélection des données . . . . .	72
4.3.3	Recalage . . . . .	72
4.4	Étude des biais potentiels . . . . .	73
4.4.1	Mesures mises en œuvre pour compenser les biais . . . . .	74
4.5	Exemple de travail d'annotation . . . . .	75
4.5.1	Tutoriel et méta-données . . . . .	75
4.5.2	Tâche : placement de points sur des structures anatomiques clés . . . . .	76
4.5.3	Conclusion . . . . .	76
4.6	Mise en pratique . . . . .	78
4.6.1	Annotations . . . . .	78
4.6.2	Statistiques . . . . .	78
4.7	Synthèse . . . . .	79
<b>5</b>	<b>Applications et intégration dans un <i>framework</i> professionnel</b>	<b>85</b>
5.1	Contexte . . . . .	85
5.2	Intégration du rendu volumique direct basé TROA . . . . .	85
5.2.1	<i>Night Viewer</i> . . . . .	85
5.2.2	<i>XDVR validation</i> . . . . .	85
5.2.3	<i>Pteropus</i> . . . . .	86

5.2.3.1	Présentation du logiciel	86
5.2.3.2	Apport du rendu volumique basé TROA	88
5.3	Interface utilisateur et outils pour le rendu volumique basé TROA	88
5.3.1	Aide à la sélection des paramètres d'un rendu volumique basé TROA	88
5.3.2	Région d'intérêt dynamique en temps-réel	88
5.4	Filtrage	89
5.4.1	Réduction de la complexité de l'algorithme	90
5.4.2	Structure de données	90
5.4.3	Critères d'arrêts supplémentaires	91
5.5	Synthèse	91
<b>6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>93</b>
6.1	Résumé	93
6.2	Travail futur	93
6.2.1	Rendu volumique direct basé TROA	93
6.2.2	Évaluation	94
6.2.3	Vers une analyse visuelle automatisée des données échographiques	95
<b>A</b>	<b>Annexe - Usage de deux fonctions de transfert pour le rendu volumique TROA</b>	<b>97</b>
<b>B</b>	<b>Annexe - Apport des différents éléments du pipeline de rendu volumique TROA</b>	<b>99</b>
B.1	Filtrage des surfaces TROA	99
B.2	Échantillonnage adaptatif	100
B.3	Échantillonnage adaptatif combiné au filtrage	100
B.4	Occlusion ambiante par HBAO	100
B.5	<i>Cel-shading</i>	100
B.6	<i>Deferred shading</i>	101
B.7	Conclusion sur les analyses	102
<b>C</b>	<b>Acronymes</b>	<b>103</b>
	<b>Table des figures</b>	<b>105</b>
	<b>Liste des tableaux</b>	<b>113</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>115</b>



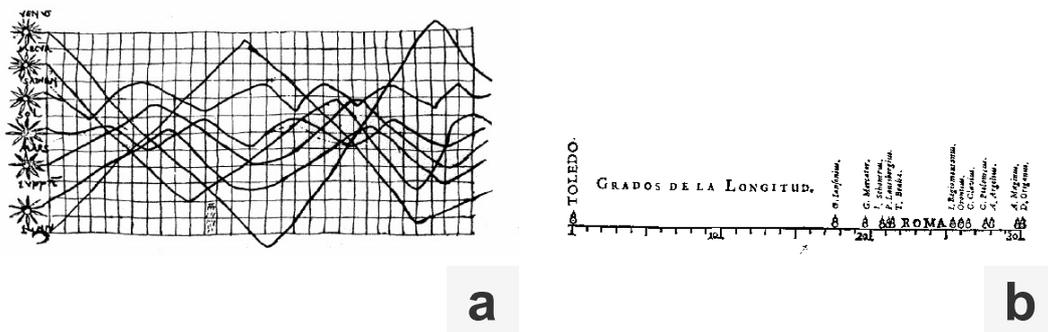




# 1. Introduction

Un des aspects primordiaux de la communication d'une information est le choix de la forme sous laquelle cette dernière est représentée. Ce problème a traversé les âges et attiré l'attention de générations entières de *mathématiciens*, de *scientifiques*, d'*artistes* et même de *politiciens* jusqu'à nos contemporains. On attribue communément par exemple à Napoléon Bonaparte l'adage « un bon croquis vaut mieux qu'un long discours ».

Transmettre une idée, même lorsqu'elle est soutenue par des données numériques, est généralement un problème difficile sans solution universelle. Dans le contexte scientifique, l'utilisation d'une représentation visuelle de faits quantifiables est une pratique vraisemblablement ancienne : Ptolémée, vers 150, illustre déjà à l'aide de cartes la forme présumée de notre astre. Le premier graphe connu est anonyme et date du X<sup>ème</sup> ou du XI<sup>ème</sup> siècle [Fun36] (figure 1.1, a). Michael Florent van Langren introduit quant à lui le premier graphe statistique (figure 1.1, b).



**FIGURE 1.1** – Exemples historiques d'utilisation de représentations de données scientifiques. **a** : graphe anonyme du X<sup>ème</sup> ou du XI<sup>ème</sup> siècle représentant l'évolution d'une grandeur dans le temps : le mouvement des planètes observables à cette période. **b** : Le graphe statistique de Michael Florent van Langren. On notera que cette illustration et les implications qu'elle a pu avoir sur l'évolution des représentations de données est étudiée plus en détail par Friendly et al. [FVU10].

L'avancée des technologies d'acquisition de données (par exemple : télescopes dans le domaine du spatial, capteurs quantiques en nanoélectronique ou imagerie nucléaire dans le domaine médical) et la complexité des grandeurs mesurées sont la source de nouveaux défis de visualisation (et bien sûr de traitement de données) : fournir des représentations et des illustrations intelligibles devient un problème mathématiquement plus complexe. Les avancées en informatique graphique ont cependant permis d'agrandir le champ des solutions envisageables en termes de temps de calcul et de qualité du rendu, mais également celui des possibilités artistiques : les modèles d'éclairage modernes permettent par exemple d'obtenir des images photoréalistes, proches des habitudes de l'œil humain, à une vitesse suffisante pour permettre une utilisation fluide.

Nous étudions dans ce manuscrit un mode de représentation de *champs scalaires volumétriques discrets* : **le rendu volumique direct**, et en particulier ses applications aux **données médicales** issues d'images produites par **échographie**. Pour permettre une meilleure vue d'ensemble des enjeux et du contexte dans lequel nos travaux s'inscrivent, nous proposons tout d'abord de traiter plus généralement de la visualisation par ordinateur, avant de nous intéresser plus spécifiquement à la visualisation de données scientifiques, puis aux données volumétriques (section 1.1). Nous nous

intéresserons ensuite à la visualisation de données médicales, et en particulier à l'échographie (section 1.2). Nous nous pencherons enfin sur le contexte applicatif en lui-même (section 1.3).

## 1.1 Visualisation

---

La *visualisation* est l'action de transformer une information ou un ensemble d'informations en une représentation graphique équivalente. Dans le contexte scientifique, les informations d'entrées peuvent être de différentes natures en fonction du *phénomène* ou de la *grandeur* qui est représentée : données numériques, relations entre des objets... Il ne s'agit cependant pas du seul domaine auquel les techniques de visualisation s'applique : tout domaine qui nécessite de transmettre une information quelconque est susceptible d'exploiter une représentation de cette dernière, et donc de la *visualiser* : les croquis (techniques ou non) font par exemple également partie des domaines d'application.

La représentation graphique d'un phénomène (ou d'une information) est, en effet, un moyen de résumer une information parfois complexe sous une forme qui facilite l'analyse, et surtout **l'intuition** humaine. L'œil humain a en effet une aptitude naturelle à identifier des tendances, des formes, et, entre autres, à décomposer les images par groupes aux propriétés similaires [Bie87 ; Ken].

De ce fait, on attribue deux objectifs à la visualisation [Ken] : permettre à l'individu d'**utiliser cette intuition**, et **transmettre** l'information elle-même, parfois en la simplifiant.

La sous-section 1.1.1 propose une vue d'ensemble des différentes applications de la visualisation et de son intérêt. La sous-section 1.1.2 traite ensuite de la visualisation de données scientifiques de toutes natures, et la sous-section 1.1.3 s'attarde dans un second temps sur les données scalaires volumiques, et en particulier aux *champs scalaires*.

### 1.1.1 Représentation visuelle

---

La *visualisation* est la discipline qui s'intéresse à la transformation d'information de tout type en une *représentation visuelle* et à la façon dont ces dernières sont perçues, soit à l'*expressivité* [Mun14 ; Ken ; War04]. En particulier, la *visualisation d'information* est un domaine vaste, qui s'approche de l'étude de la psychologie cognitive humaine, dont nous proposons d'illustrer certains exemples typiques ci-après.

Le Quartet d'Anscombe [Ans73] est un ensemble formé par quatre jeux de données en deux dimensions qui ont été construits par le mathématicien Francis Anscombe pour illustrer l'importance de la visualisation en statistiques. Les quatre jeux ont des propriétés identiques (moyenne, variance, coefficient de corrélation, équation de la droite de régression linéaire, erreur quadratique), et les valeurs numériques paraissent proches. Leur représentation graphique met cependant très nettement en évidence que les quatre jeux de données sont très différents (figure 1.2, a).

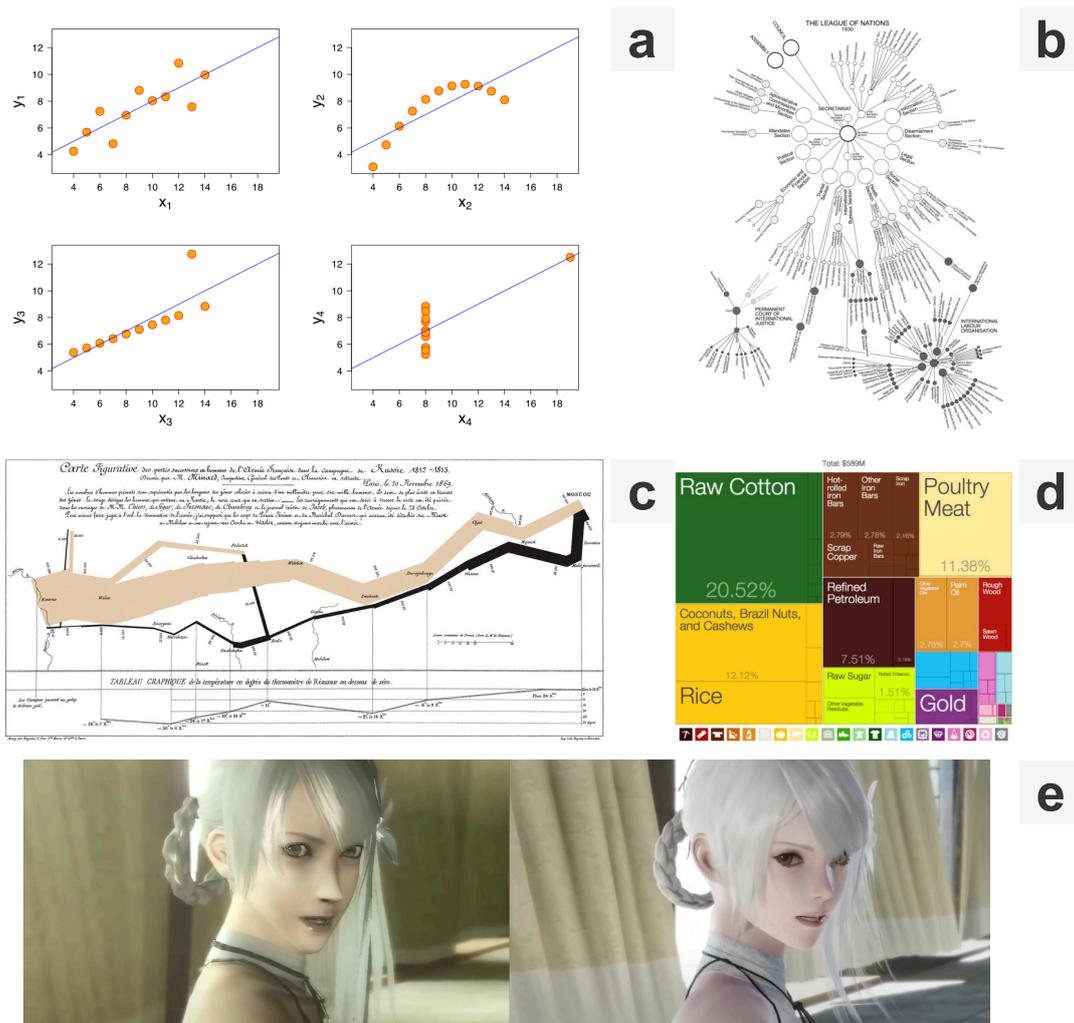
Les **relations** (hiérarchiques, etc.) sont aussi prolixes que l'organisation à décrire est grande et complexe. Cela est notamment le cas dans le contexte des organisations (entreprises ou plus larges), qui fournissent souvent une représentation visuelle de leur structure, plus concise (figure 1.2, b).

Les **grandeurs temporelles** sont également difficiles à exprimer succinctement, en particulier lorsque l'information varie rapidement ou sur une longue période. Dans de tels cas, une représentation de l'évolution sur un temps d'étude permet de condenser l'information en conservant les propriétés de haut-niveau (figure 1.2, c), pour potentiellement s'intéresser, au besoin, aux propriétés plus locales. Il s'agit d'ailleurs de la principale utilisation des oscilloscopes, utilisés en électronique.

Similairement, les **rapports de grandeur** sont intéressants à représenter visuellement : les cartes proportionnelles, inventées pour visualiser ces données, permettent par exemple à l'œil d'identi-

fier les quantités dominantes, sans s'intéresser pour autant aux valeurs numériques une par une (figure 1.2, d).

Enfin, si résumer les avancées en **rendu** (dans le sens de l'informatique graphique) sur dix ans est difficile à exprimer succinctement par l'écrit, une image comparative permet en revanche de les exhiber directement, et ce, sous une forme accessible même au plus grand nombre (figure 1.2, e). Une analyse plus poussée de ce type d'images permet de plus de mettre en avant les avancées sur l'éclairage, la modélisation et les textures.

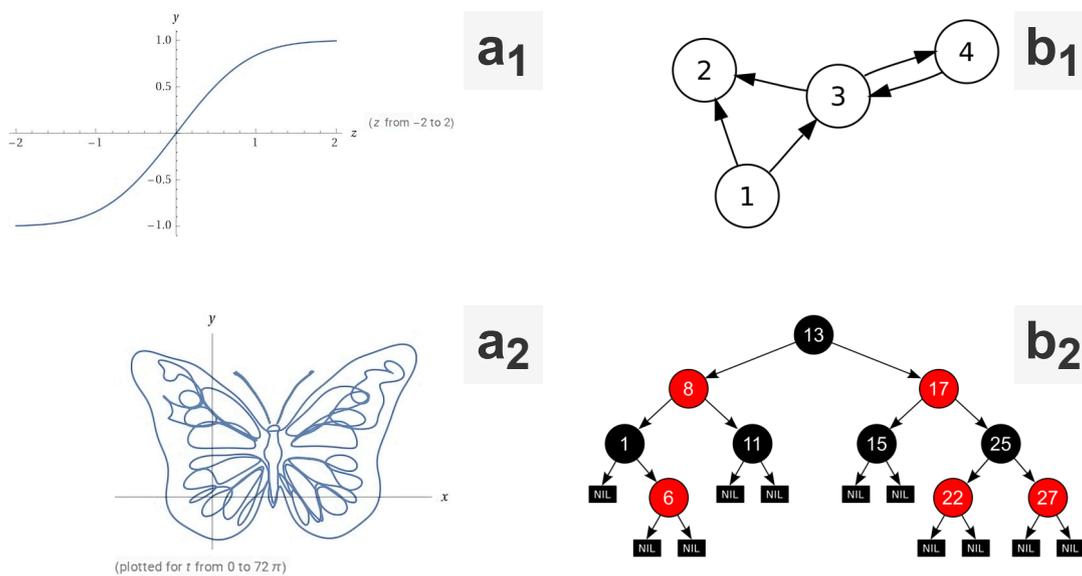


**FIGURE 1.2** – Différents exemples de techniques de visualisation. **a** : Les rendus sous forme de graphe du Quartet d'Anscombe [Ans73] permettent d'illustrer que les données sont très différentes, bien qu'elles aient de nombreuses propriétés statistiques identiques. **Illustration** : **Wikipédia**. **b** : Un organigramme, résumant les relations hiérarchiques au sein de la Société des Nations (1930). **Illustration** : **Charles Joseph Minard**. **c** : Une frise chronologique, qui marque les moments clés détaillés dans l'ouvrage de l'auteur sur la marche de Napoléon. **Illustration** : **Charles Joseph Minard**. **d** : Une carte proportionnelle (parfois *treemap*) illustrant les exportations réalisées par la République du Bénin en 2009. **Illustration** : **Wikipédia**. **e** : Extrait d'une vidéo promotionnelle mettant en évidence les progrès techniques réalisés dans le rendu par ordinateur en comparant deux versions d'une même œuvre à sa sortie en 2010 (gauche) et après sa réédition en 2021 (droite). **Illustration** : **Nier Replicant**. **Copyright Square Enix**.

En mathématiques et en physique, la forme la plus connue de représentation est le *graphe*. Les **graphes** sont typiquement employés pour représenter des applications (fonctions), ou plus

généralement un lien entre plusieurs grandeurs. Si  $erf(z)$  n'a pas d'expression en termes de fonctions mathématiques usuelles (et est ainsi difficile à exprimer avec des mots), son graphe permet de raisonner sur son allure et ses variations (figure 1.3,  $a_1$ ). Similairement, la figure 1.3  $a_2$  a une expression peu intelligible, qui, pour la plupart des humains, ne permet pas de déduire la forme du graphe (et qu'il s'agit en fait d'un dessin).

En statistiques, en probabilités et en théorie des graphes (au sens de l'objet mathématique cette fois-ci), on représente typiquement les liens par des **arbres** (figure 1.3,  $b_1$ ) qui sont des cas particuliers de graphes (toujours au sens de l'objet mathématique) où la relation est unidirectionnelle. En informatique, les arbres sont également utilisés pour représenter des algorithmes ou encore des structures de données (y compris celles du même nom). La figure 1.3,  $b_2$  illustre par exemple l'implémentation typique de *dictionnaires clé-valeur*, sans pour autant exposer les détails algorithmiques nécessaires à sa mise en place.



**FIGURE 1.3** – Graphes et arbres, deux techniques de visualisation typiques utilisées en mathématiques et en informatique.  $a_1$  : Graphe de  $erf(z)$ . **Illustration : Wolfram Alpha.**  $a_2$  : Graphe d'une fonction paramétrique. **Illustration : Wolfram Alpha.**  $b_1$  : Graphe orienté. **Illustration : Wikipedia.**  $b_2$  : Arbre bicolore (parfois « rouge-noir ») **Illustration : Wikipedia.**

Tout comme transmettre une idée est loin d'être une tâche triviale, transformer une information en une image **intelligible** est également un problème difficile qui est étroitement lié à la *psychologie* et l'étude de la *cognition* humaine, mais également à divers facteurs *culturels et sociétaux*, qui ont une influence directe sur le choix des représentations choisies. Les supports destinés à un public en bas-âge préfèrent par exemple des *illustrations* (extrêmement simplifiées) à des images photoréalistes, qui pourraient être moins bien *perçues* par le public cible. Ce problème existe dans tous les domaines à plusieurs niveaux : l'information peut être visualisée d'une autre façon en fonction de l'usage qu'il est en fait à un moment donné. Un croquis est par exemple souvent suffisant dans un premier temps, mais une maquette plus précise devient nécessaire après un certain stade (typiquement, en ingénierie).

Un second aspect de la visualisation d'information est le **temps** dans lequel il est possible d'obtenir l'image que l'on souhaiterait présenter. En effet, **le dessin a un coût en temps**, et transmettre une information par ce moyen n'est simplement pas envisageable lorsque l'information est dynamique, complexe à dessiner ou encore que l'analyse nécessaire avant de pouvoir fournir l'image demande elle-même un temps conséquent.

Les capacités de l'ordinateur à *créer* et à *afficher* des images ainsi qu'à *traiter de grandes quantités de données*, en ont ainsi fait un outil essentiel à la visualisation, en particulier dans le

contexte scientifique, qui fait l'objet de la section suivante.

### 1.1.2 *Sci-vis* : Visualisation de données scientifiques

La visualisation scientifique, ou *sci-vis*, est le domaine de la visualisation qui s'intéresse spécifiquement à transformer des données utilisables dans un contexte scientifique en une image équivalente [Geo06; Tel14]. La discipline est une fois de plus vaste, et s'intéresse notamment au **rendu**, dans le sens de l'informatique graphique.

Dans ce contexte, les données scientifiques sont **spatialisées** : elles représentent une grandeur qui caractérise un *phénomène* qui a été observé à un endroit et à un temps définis, et sont de ce fait le plus souvent assimilables à des **champs**. Ces champs peuvent être *vectoriels* (météorologie, électromagnétisme, mécanique des fluides), *tensoriels* (mécanique du solide, astrologie) ou *scalaires* (imagerie médicale, cartographie), et de toute dimension (1D, 2D, 3D, 3D+, ...).

La *sci-vis* est ainsi le **domaine de la visualisation de champs**, qui doivent être transcrits en images traduisant leurs propriétés.

Comme toute visualisation, la représentation graphique joue un rôle important dans la *communication*, à la fois au sein de la communauté scientifique et en dehors. Les images se prêtent en effet à la condensation d'informations numériques ou quantifiables, tels que les flux (figure 1.4, a, c), ou les fluides (figure 1.4, b), ou encore les ondes (figure 1.4, d). Les images sont également efficaces pour la vulgarisation, et sont donc adaptées à la diffusion à un large public. Un exemple de la vie quotidienne est la visualisation de flux météorologiques (figure 1.5, a), mais l'on retrouve également des images similaires dans des applications plus spécifiques telles que la cartographie (figure 1.5, b), qui est employée par un public plus large que la communauté scientifique.

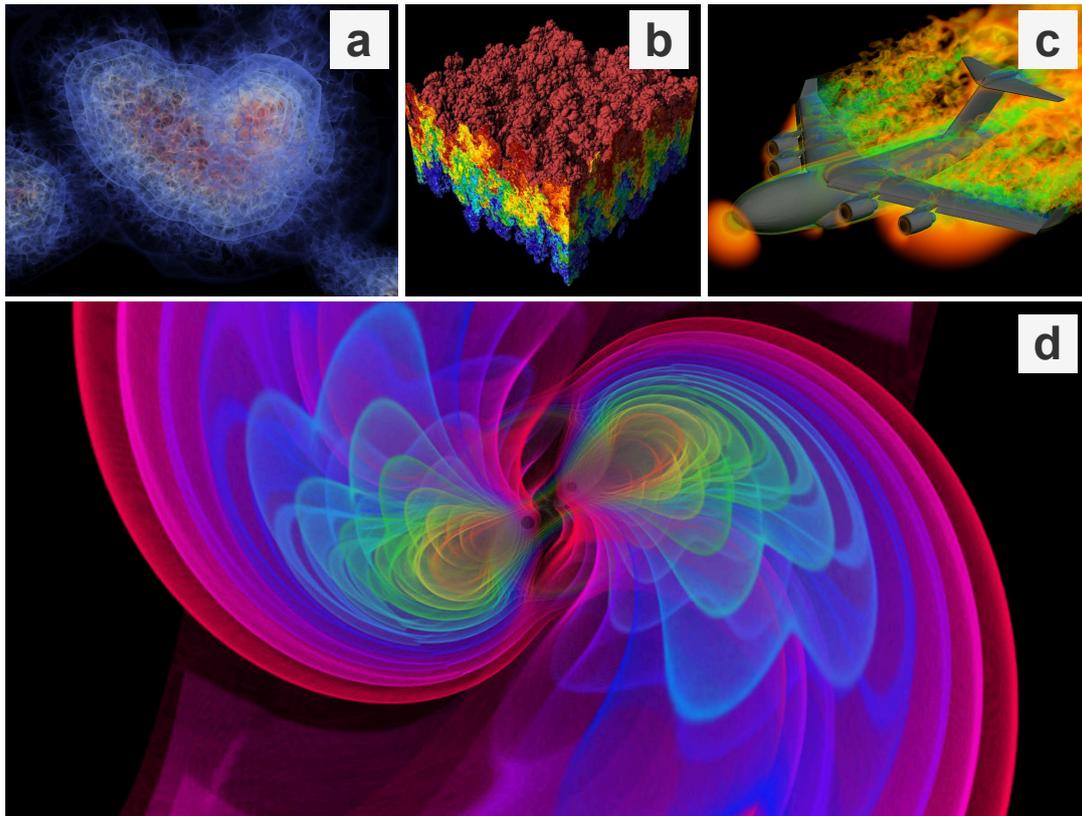
### 1.1.3 Visualisation de données scalaires volumiques

Les travaux présentés dans ce manuscrit portent sur la visualisation d'un certain type de données scientifiques, qui sont *scalaires* et *volumétriques*. Nous proposons de ce fait, dans un premier temps, de nous intéresser aux données 3D dans leur ensemble.

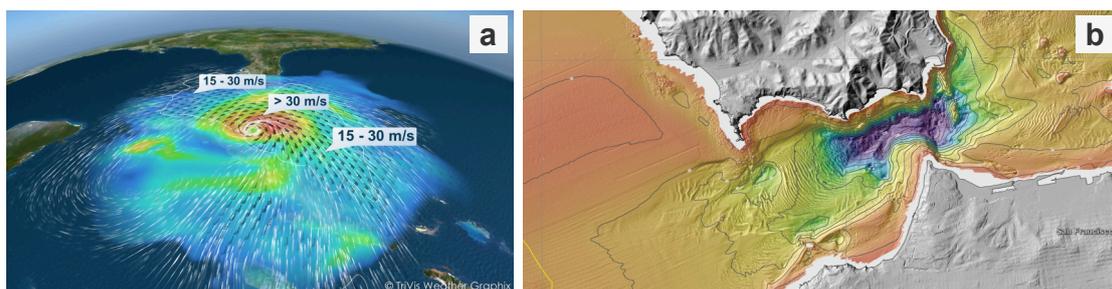
Les données de champs scalaires volumiques apparaissent dans divers domaines. La simulation numérique de fluides ou de solides, utilise essentiellement des champs scalaires et tensoriels, qui décrivent le comportement local du fluide ou du solide étudié (typiquement, flux dans un fluide et les contraintes mécaniques sur un solide). Les cartes d'élévation, des champs scalaires, sont des données courantes en topographie. Enfin, les images médicales sont des champs scalaires qui décrivent la façon dont une certaine partie du corps réagit à un phénomène physique (typiquement, une onde).

Visualiser de telles données est généralement un problème complexe, que l'on peut séparer en deux thématiques.

- La **projection** : la plupart des plateformes d'affichage sont des écrans (et donc des *plans*), et transmettre l'information détenue par la dimension supplémentaire est loin d'être trivial. Cela a d'ailleurs motivé le développement d'autres technologies d'affichage immersif (en *réalité virtuelle*), qui sont un sujet de recherche actif.
- La **représentation**, qui consiste à transformer l'information des données d'entrée en une donnée visuelle. Si les données volumiques qui forment un ensemble de points formant des polyèdres, les *maillages volumiques*, peuvent être utilisées pour décrire la géométrie d'un domaine (figure 1.6, a), les points qui forment un champ ne décrivent a priori pas de forme géométrique particulière : ils représentent des grandeurs *ponctuelles* spatialisées. Pour visualiser un champ sur un modèle 3D (qu'il soit d'ailleurs surfacique ou volumique), on peut par exemple utiliser des *cartes de couleurs*, qui transforment une ou plusieurs propriétés d'un point en une information visuelle : une couleur et une transparence. Ce mode de rendu



**FIGURE 1.4** – Différents exemples de visualisations scientifiques. **a** : Rendu volumique de données météorologiques. **Illustration** : [Khl+13]. **Copyright IEEE**. **b** : Visualisation de l’Instabilité de Rayleigh-Taylor. **Illustration** : Wikipedia. **c** : Rendu volumique des flux d’air autour d’un avion-cargo. **Illustration** : Andrew A. Johnson, **Copyright Cray User Group**. **d** : Visualisation d’ondes gravitationnelles causées par deux trous noirs en cours de fusion. **Illustration** : CNRS, **Copyright Numerical-relativistic Simulation** : S. Ossokine, A. Buonanno/Max Planck Institute for Gravitational Physics; **Scientific Visualization** : W. Benger /Airborne Hydro Mapping GmbH.

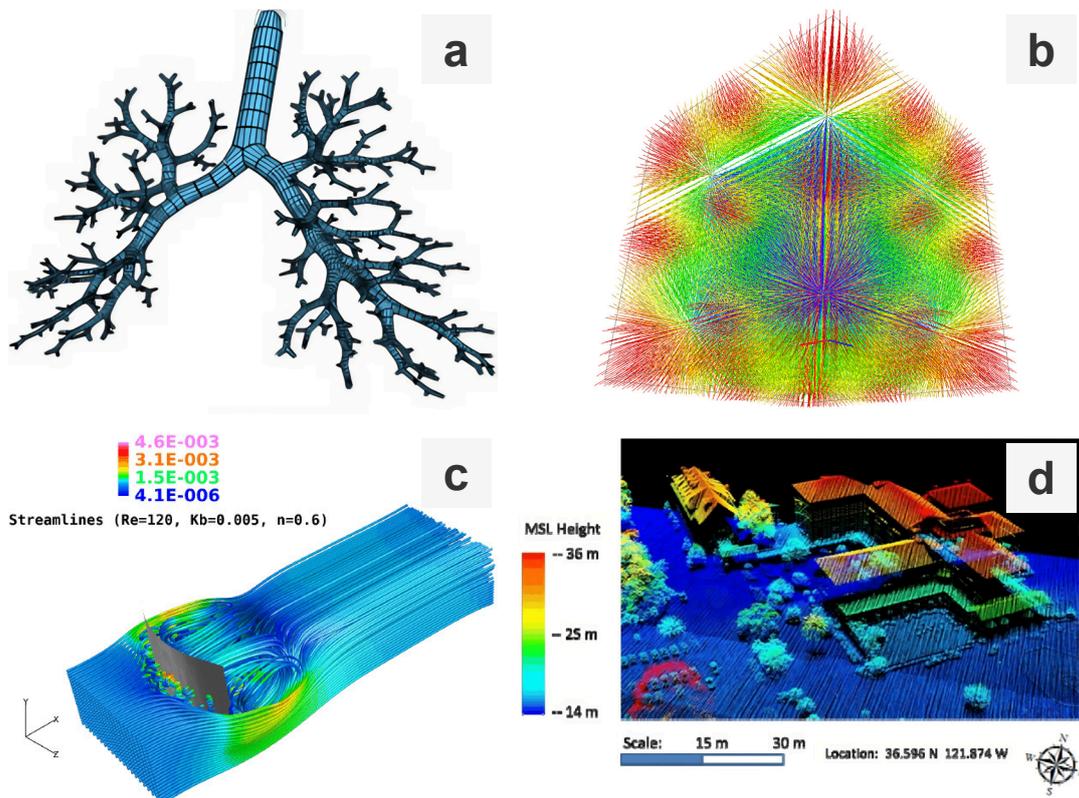


**FIGURE 1.5** – Deux exemples de visualisations scientifiques utilisées à des fins de communication et de vulgarisation. **a** : Flux météorologique annoté. **Illustration** par TriVis, **Copyright TriVis Weather Graphix**. **b** : Vue du sol sous-marin de Californie. **Illustration** par USGS, **Copyright USGS**.

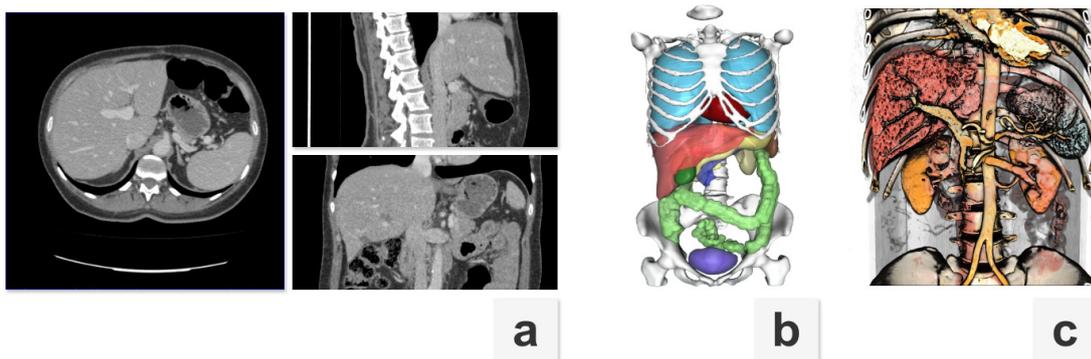
est notamment utilisé pour les champs vectoriels (figure 1.6, b), les fluides (figure 1.6, c) et les nuages de point (figure 1.6, d).

Les **champs** se distinguent des autres données volumiques de par leur **densité**, et de ce fait, de par la quantité locale d’information. Nous proposons de nous pencher plus en détails sur ces derniers.

Il existe naturellement de nombreuses méthodes permettant de représenter de tels objets sur une image et le **rendu volumique direct** est l’une d’entre elles.



**FIGURE 1.6** – *a* : Visualisation d’un maillage volumique. Illustration par Viville et al. [VKB23], **Copyright Wiley**. *b* : Visualisation d’un champ vectoriel en colorant les vecteurs selon leur direction. Illustration par Husselmann et Hawick [HH12], **Copyright ACTAPRESS**. *c* : Visualisation d’un fluide, dont les régions sont colorées en fonction de l’intensité du flux et combinées en maillages en fonction du pas de simulation. Illustration par Zhu et al. [Zhu+17], **Copyright AIP Publishing**. *d* : Visualisation d’un nuage de points 3D acquis par un LiDAR à l’aide d’un analogue à une *carte de chaleur*. Illustration par Basgall et al. [BKO14], **Copyright SPIE**.



**FIGURE 1.7** – Différentes méthodes pour représenter un champ discret volumétrique. *a* : Rendu sous forme de **plans (2D) colorés**, analogues des « nuages de points », *b* : Rendu **surfaccique** d’une segmentation transformée en maillage. *c* : Rendu **volumique** direct (issu de nos travaux). Les jeux de données utilisés dans cette figure sont la propriété de l’IRCAD.

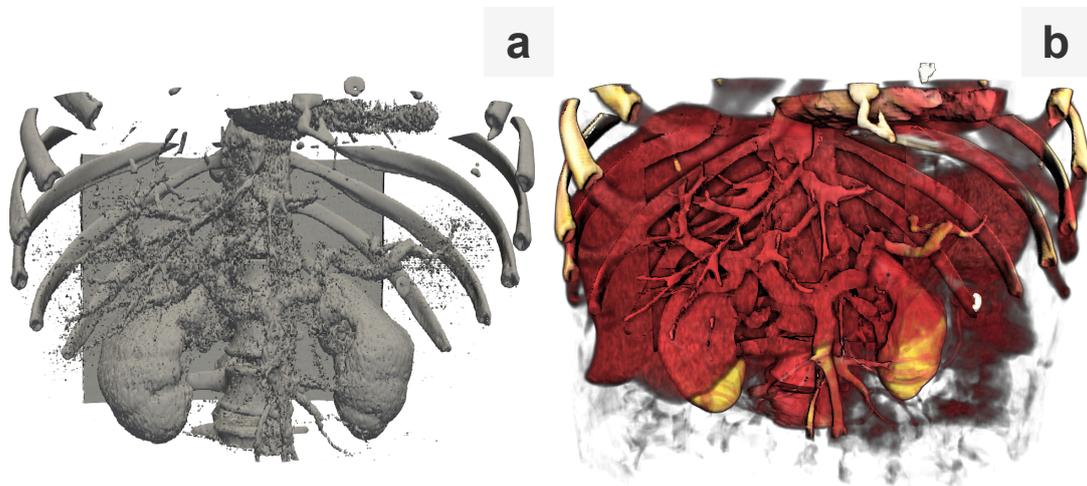
La méthode la plus intuitive (et certainement la plus ancienne historiquement) de représenter un champ scalaire volumétrique est l’analogie directe au nuage de points pour les champs scalaires unidimensionnels (figure 1.7, a). Il s’agit de l’exact analogue à la variante présentée ci-avant pour les champs vectoriels (figure 1.6, b) : chaque point d’une grille se voit attribuer une couleur permettant d’identifier la valeur scalaire. Pour les champs scalaires discrets réguliers

(au sens des notations introduites ci-avant), le résultat est, après ladite coloration, directement observable comme une image. Dans le cas général, il est difficile d’afficher différents niveaux de profondeur avec cette méthode, car les points au premier plan vont naturellement obstruer ceux de derrière. La solution évidente est de n’afficher que certaines « coupes », alignées avec les axes de la base ou non (figure 1.7, a), mais cette solution ne permet pas de mettre en évidence le contexte volumétrique.

Une deuxième méthode de représentation d’un champ scalaire volumétrique consiste à délimiter des régions par propriétés communes, i.e. d’attribuer une *classe* à chaque point du champ : on parle de *segmentation* (figure 1.7, b). Les régions peuvent alors être converties en maillages surfaciques (i.e. un ensemble de polygones, typiquement des triangles), ou toute autre représentation analogue, qui peuvent être affichés en semi-transparence ou non, en fonction des besoins. La segmentation est généralement un problème difficile, car les champs scalaires volumétriques réels ne sont pas parfaits (bruit, artéfacts causés par l’acquisition...) et les classes pertinentes pour la plupart des applications ne sont pas définies que par les valeurs scalaires, mais également par la position dans l’espace. Dans le domaine médical, il s’agit d’un problème ouvert où la recherche est active et s’appuie parfois sur des outils d’intelligence artificielle tels que l’apprentissage profond [Ise+21 ; DPC23].

Lorsque la segmentation n’est pas envisageable (pour des contraintes de temps, par exemple), et que le contexte volumétrique est une information importante, le **rendu volumique** s’impose généralement comme mode de visualisation (figure 1.7, c). Le rendu volumique est une technique qui consiste à former une image en deux dimensions depuis un champ d’entrée, sans le segmenter explicitement.

On classe souvent les algorithmes de rendu volumique selon deux catégories [Šr406] :



**FIGURE 1.8** – Différents algorithmes de rendu volumique. **a** : Rendu volumique **indirect** par extraction d’iso-surface basée sur les valeurs scalaires par [SML06]. **b** : Rendu volumique **direct**, issu de nos travaux. Le jeu de données utilisé dans cette figure est la propriété de l’IRCAD France.

- Le rendu volumique **indirect**, qui consiste à extraire une ou des surfaces appelées *géométrie de proxy* dans le volume (coupes, tétraèdres, iso-surfaces...) et à les afficher à la place du champ d’entrée. (figure 1.8, a). Parmi ces méthodes, celles à base de coupes planaires, alignées avec les données ou le point de vue sont particulièrement populaires. Comme le nom l’illustre, les méthodes basées sur les coupes sont fondamentalement identiques à la visualisation par coupes individuelles, excepté que toutes les coupes sont affichées simultanément. Pour atteindre un effet de semi-transparence, la **fonction de transfert** attribue une

*opacité* en plus d'une couleur, et la composition se fait « naturellement » lors de l'affichage, en utilisant le mécanisme de composition par *alpha-blending* des cartes graphiques. Ces techniques sont toujours employées sur des cartes graphiques qui ne permettent pas d'implémenter d'autres méthodes. Certaines méthodes nécessitent par exemple des structures de contrôle dans du micro-code de rendu (*shaders*) et des textures 3D de taille suffisante pour contenir le champ, deux fonctionnalités relativement récentes.

- Le rendu volumique **direct** (figure 1.8, b), qui travaille *directement* sur le volume en sa globalité, et est typiquement implémenté en simulant le comportement d'un rayon de lumière traversant un milieu participatif semi-transparent hétérogène. La contribution des particules du milieu est définie par une *fonction de transfert*, qui transforme la valeur d'entrée en une couleur et une opacité.

De nos jours, le **rendu volumique direct** est particulièrement populaire de par sa flexibilité dans les applications de visualisation médicale ou encore de simulation. Il est en effet devenu possible de produire des images en temps interactif grâce aux progrès des *Graphics Processing Unit* - Carte Graphique (**GPU**). De ce fait, dans le reste de ce manuscrit, sauf mention explicite contraire, le terme **rendu volumique** fera référence au **rendu volumique direct**.

Sans compter les applications artistiques du rendu volumique (qui peut par exemple être utilisé pour simuler de la fumée), on retrouve les applications typiques dans le contexte scientifique et industriel.

Dans le contexte de l'imagerie médicale, toutes les données ne sont cependant pas *directement* assimilables à des champs volumétriques : les images de scanner **CT** et d'Imagerie par Résonance Magnétique (**IRM**) sont en effet volumétriques par construction, mais une échographie typique est une image planaire (et donc un champ scalaire en deux dimensions). Avant de nous intéresser à l'utilisation du rendu volumique dans ce contexte, nous présentons, dans la section suivante, l'intérêt de cette modalité d'un point de vue médical.

## 1.2 Imagerie médicale et échographie

---

L'imagerie médicale est la discipline de l'acquisition et de la visualisation d'images de l'intérieur du corps humain. Les applications typiques sont le **diagnostic**, le **suivi** et la **planification** d'opérations chirurgicales.

Les principales modalités d'acquisition sont la **photofluorographie** (communément, « *radio* »), l'**IRM**, le **scanner CT** et l'**échographie**. Les effets secondaires liés à l'exposition à des rayons X rendent l'usage de scanners **CT** et technologies similaires dangereux sur le long terme à la fois pour les praticiens et pour les patients, et ce, malgré l'émergence des technologies à faibles taux de radiation.

L'**IRM** ne produit pas de radiations, mais le temps nécessaire à l'obtention d'une image, l'encombrement causé et surtout le coût financier sont des obstacles importants à la démocratisation et la systématisation de l'usage de cette modalité, que l'on réserve généralement à des cas plus sérieux qui ne peuvent être diagnostiqués autrement.

L'un des principaux avantages de l'échographie est son profil de sécurité. Contrairement aux rayons X produits par les scanners **CT**, l'échographie n'émet pas de radiations ionisantes, caractéristique indispensable en obstétrique. Le matériel est de surcroît relativement « abordable » économiquement (en **comparaison** aux alternatives des autres modalités). Il s'agit des principales motivations pour le développement et la diffusion de cette technologie dans le contexte médical. De nos jours, l'imagerie par échographie joue un rôle essentiel dans les procédures médicales, à la fois pour le diagnostic, le suivi et la biométrie.

## 1.2.1 Caractéristiques d'une image échographique

L'imagerie par échographie présente certaines limites, notamment en termes d'expressivité des images, qui sont le plus souvent perçues comme *moins détaillées*, voire *inintelligibles* comparées à d'autres modalités d'imagerie, telles que l'IRM ou le scanner CT [Bir+14; BGH99; Vio+13].

La nature même des ondes sonores utilisées en échographie induit des *artéfacts* visuels variés qui influencent la qualité des images, rendant difficile d'appréhender la configuration géométrique de certaines zones d'intérêt, et peut aller jusqu'à empêcher l'expert médical de détecter une pathologie lors d'un examen. Par exemple, la pénétration des ondes sonores peut être altérée par des obstacles anatomiques (typiquement, les os), entraînant une réduction de la résolution effective (des zones d'ombres apparaissent dans l'image) et de l'expressivité des images pour les régions moins accessibles [Bir+14].

Dans le cadre de l'évaluation des pathologies complexes, le manque de contraste dans les images échographiques peut parfois rendre difficile la distinction entre tissus normaux et pathologiques, et les différences subtiles peuvent ne pas être suffisamment marquées pour permettre une identification précise des anomalies.

Le contraste limité entre les tissus eux-mêmes (de différents organes), comparé aux modalités utilisant des agents de contraste plus sophistiqués, complexifie également l'évaluation de l'agencement géométrique des structures internes. Cela peut être particulièrement problématique dans le diagnostic des lésions ou des anomalies qui nécessitent une différenciation fine.

Les limitations en termes de profondeur d'image et de résolution peuvent également poser des problèmes dans les situations d'urgence où des évaluations rapides et précises sont nécessaires : pour les raisons citées ci-avant, la précision et la clarté des images obtenues peuvent ne pas toujours répondre aux exigences élevées des diagnostics critiques [MS19].

## 1.2.2 Échographie et volumes de données

La sonde échographique typique utilisée par les praticiens est une source d'images planaires. Même si certaines sondes permettant d'obtenir « directement » des volumes (aux yeux de l'utilisateur) existent également sur le marché, la zone d'acquisition est souvent trop réduite pour permettre une utilisation dans un contexte clinique [MS19]. Leur usage est cependant répandu dans les applications où la communication clinicien-patient est importante, telles que l'imagerie foetale.

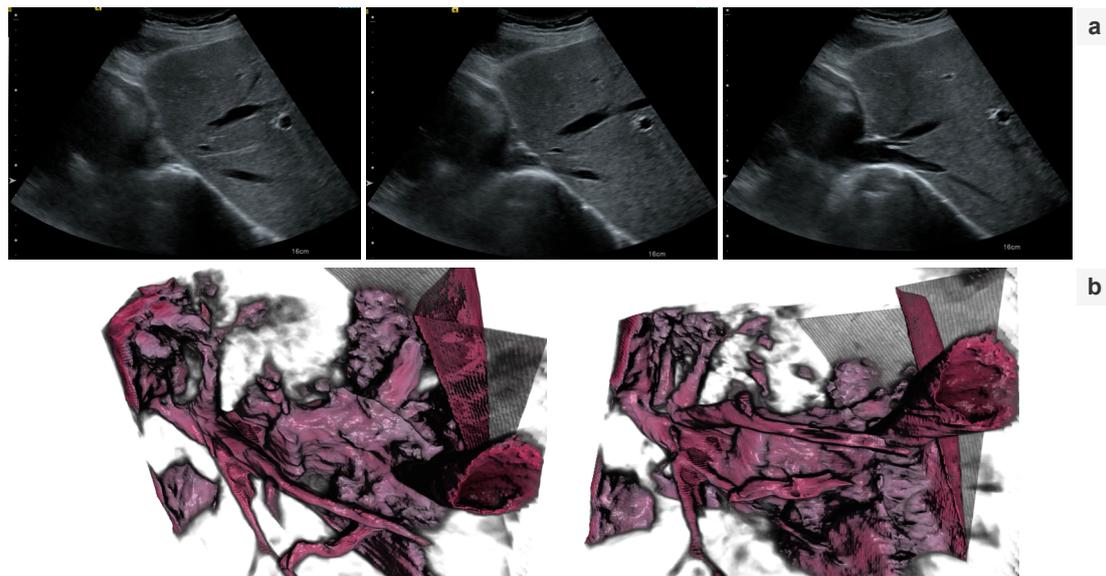
Se contenter d'images en deux dimensions ou à des volumes anatomiquement restreints peut avoir des conséquences pratiques pour l'expert médical [FPB11; MS19] :

- **La prise de décision** devient difficile car le contexte est ambigu, menant à des procédures plus longues. L'utilisateur se voit forcer de reconstituer ledit contexte mentalement, ce qui constitue un travail long et difficile.
- **Les mesures de volumes** sont plus difficiles et ainsi moins précises, car les mesures réalisées sont également restreintes.
- **Certaines régions sont difficiles à visualiser, voire invisibles**, car masquées par d'autres objets anatomiques que rencontre l'onde sonore.

### 1.2.2.1 Intérêt pratique des volumes d'images échographiques

L'intérêt principal de la 3D en échographie est de **diminuer la charge mentale de l'utilisateur** (praticien) en fournissant des heuristiques visuelles lui permettant de percevoir le contexte géométrique [MS19] (figure 1.9).

Dans le contexte des flux de travail incorporant une segmentation (automatique, par intelligence artificielle ou manuelle), le volume de données permet d'une part de faciliter la vérification de la présence de l'ensemble des structures d'intérêt dans l'acquisition, mais également de travailler dans un cadre réduit et *cohérent* d'un point de vue spatio-temporel.



**FIGURE 1.9** – Plusieurs échographies planaires (a) et image échographique volumétrique reconstruite à partir d’images planaires (b), illustrés par nos travaux. Analyser le chemin suivi par un vaisseau sanguin (en noir) en utilisant uniquement des images planaires demande de le suivre sur plusieurs images, tout en tenant compte de comment la sonde a été déplacée. Une image volumétrique **visualisée adéquatement** permet en revanche d’analyser l’agencement des vaisseaux directement dans leur contexte. Les jeux de données utilisés pour cette figure sont issus de TRUSTED, patient 72 [Ndz+23].

### 1.2.2.2 Obtenir des volumes : limites, compromis et artéfacts

Former un volume à partir d’images échographiques (et plus généralement, à partir d’images planaires indépendantes) est un problème complexe. Farhan et Chan proposent une vue d’ensemble détaillée des problématiques du domaine [MS19] que nous résumons dans ce paragraphe.

**Classification des systèmes** Farhan et Chan proposent de classer les systèmes permettant d’obtenir des volumes d’images échographiques selon deux critères : **le type de capteur** et la **méthode de suivi des positions** où les images ont été acquises.

En écartant les systèmes utilisant des matrices de transducteurs 2D (plus connus sous le nom de « sonde 3D »), les auteurs distinguent les systèmes purement mécaniques intégrant un dispositif permettant d’imiter les sondes 3D aux méthodes utilisant un système de suivi de la sonde. Nous proposons de nous attarder sur ces derniers, qui sont les plus répandus [MS19].

Différents capteurs peuvent naturellement être utilisés pour permettre de localiser la sonde dans l’espace : des capteurs optiques, des capteurs purement mécaniques (stations inertielles) ou encore des capteurs électromagnétiques. Le consensus semble être qu’aucun capteur n’est adapté à toutes les applications [MS19] : les centrales inertielles sont parfois encombrantes, les capteurs électromagnétiques sont sensibles aux objets métalliques et les capteurs optiques sont à la fois encombrants et coûteux. Les auteurs constatent de ce fait l’émergence simultanée de différentes méthodologies dont les solutions varient au cas par cas en fonction de l’application.

**Algorithmes de reconstruction** À l’exception du matériel formant directement des volumes de données, la construction d’une image volumétrique se fait en combinant les images planaires acquises. De tels algorithmes de reconstruction sont classés en trois catégories par Farhan et Chan :

- Les algorithmes **basés pixels** [WP09 ; Dew+09 ; Wen+13 ; Dao+15]. Ces algorithmes consistent à itérer sur les pixels des images planaires puis à combiner cette information pour attribuer une valeur à chaque voxel. Dans le cas général, de tels algorithmes créent des « trous » dans le volume, car tous les voxels ne sont pas nécessairement visités. Divers travaux [Wen+13 ; Dao+15] étudient les différentes possibilités pour remplir les trous, par exemple, en interpolant les valeurs des voxels adjacents ou des pixels les plus proches.
- Les algorithmes **basés voxels** [Wen+18]. Il s’agit du processus inverse aux méthodes basées *pixels* : l’algorithme détermine pour chaque voxel l’influence de chaque pixel contenu par les images planaires. Contrairement aux méthodes basés *pixels*, aucun « trou » ne peut apparaître par définition. Ces techniques sont plus coûteuses en termes de ressources de calcul et généralement implémentées sur GPU.
- Les algorithmes **basés fonction** [Moo+16 ; SM00]. Ces méthodes sont des hybrides des deux méthodologies précédentes.

Birkeland et al. [Bir+14] ajoutent une quatrième catégorie : les méthodes **basées-tétraèdres** étendant les travaux de Roxborough et Nielson [RN00]. Ces méthodes sont généralement utilisées pour les applications où le champ scalaire peut avoir une résolution variable.

### 1.2.2.3 Visualisation de volumes d’images échographiques

*Dans la suite de ce manuscrit, nous utilisons le terme « volumes d’images échographiques » pour désigner un champ scalaire volumétrique issu d’images échographiques, quelle que soit son origine (reconstruit par un algorithme hors-ligne ou directement acquis avec une sonde 3D).*

La visualisation des volumes d’images échographiques représente une problématique de recherche encore très active [Vio+13 ; Šol+14 ; Sch+14 ; Bir+14 ; Šol+16]. Birkeland et al. résument dans [Bir+14] les étapes nécessaires avant de procéder à la visualisation de données échographiques. Nous nous intéressons en particulier au cas des données volumétriques, i.e. des données échographiques sous forme de champ scalaire discret de  $\mathbb{N}_{u8}$ .

Le processus typique amenant à la visualisation incorpore les étapes suivantes, et diverses étapes intermédiaires (que nous ne détaillons pas ici, car elles dépendent des applications) filtrant les données pour améliorer la qualité finale.

- **L’acquisition** de données, où l’utilisateur déplace la sonde dans l’espace.
- **La reconstruction** de volume, qui peut se faire soit en même temps que l’acquisition, soit en différé.
- **Une segmentation partielle ou totale**, comprenant parfois une étape de « découpage » [BGH99 ; IRC24] visant à éliminer les régions inutiles pour l’acquisition courante. Il s’agit d’un problème généralement difficile, dont les solutions récentes sont basées sur l’apprentissage profond [lse+21 ; Ma+24]

Certaines applications intègrent également une étape de recalage, souvent dans le contexte applicatif de la chirurgie percutanée, où une première acquisition à l’aide d’un scanner CT ou IRM est réalisée au préalable afin de donner une « vue d’ensemble » du contexte anatomique. Wein et al. [WK08] proposent une méthode à la volée automatique pour le recalage affine entre CT et images échographiques planaires. Ndzimbong et al. [Ndz+24] présentent une méthode de recalage global par apprentissage profond entre une image échographique volumétrique et un scanner CT. Pour la visualisation, une étape de recalage peut impliquer l’apparition de déformations lorsque la transformation n’est pas rigide, qu’il est parfois possible de signaler par des marqueurs visuels [Bur+07].

Birkeland et al. relèvent enfin que les méthodes de visualisation par segmentation sont les plus répandues pour les applications hors-ligne (typiquement, dans le contexte préopératoire), alors que le rendu volumique est plutôt utilisé pour les opérations en temps réel (intra-opératoire).

L'imagerie par échographie présente de ce fait un intérêt en tant que domaine de recherche, à la fois pour les aspects d'intégration dans une routine clinique et pour les aspects de visualisation. Au-delà même de cela, les enjeux de l'imagerie médicale abordable et non invasive dépassent le cadre des applications de recherches, notamment dans les pays en voie de développement, pour lesquels les outils comme le scanner CT ou l'IRM sont inaccessibles du fait de leur coût.

La visualisation d'images échographiques est cependant un problème complexe (sous-section 1.2.2.3), et d'autant plus difficile en trois dimensions. Le processus d'acquisition d'un volume d'image échographique en lui-même est loin d'être trivial, et la visualisation en dépend fortement.

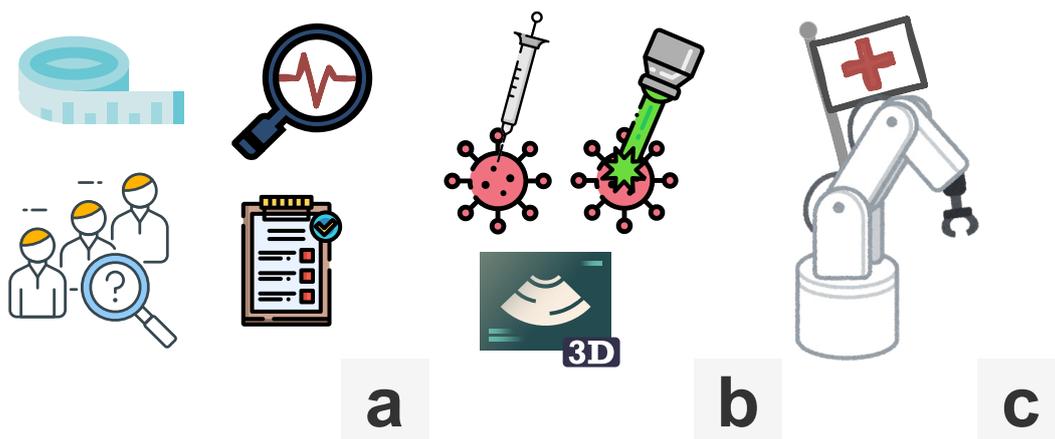
Le projet *Disruptere*, qui fait l'objet de la section suivante, s'inscrit dans cette logique de développement de l'usage de l'imagerie échographique, en particulier dans les applications de visualisation des organes de l'appareil digestif.

### 1.3 Projet *Disruptere*

Le projet de recherche *Disruptere* est mené par l'équipe de Recherche et Développement de l'IRCAD, l'équipe *Surgical Data Science*, en collaboration avec, l'*iCube Strasbourg*, le *CNAM Paris*, *MIM Strasbourg*, le *CMCO*, l'*Humanitas University* de Milan, *Axillum Robotics*, *Stäubli*, *Conicio*, *Tech Alsace*, *Telemed* et *SQL*. *Disruptere* a pour vocation d'élaborer des outils logiciels et d'intelligence artificielle dédiés à la **démocratisation** de l'usage de l'imagerie échographique pour des applications de *diagnostic* et de *chirurgie percutanée* (figure 1.10).

Le projet est financé par la **Région Grand-Est** et par l'**IRCAD France**.

Les travaux de recherche présentés dans ce manuscrit s'inscrivent dans le contexte du projet *Disruptere*. Spécifiquement, lesdits travaux permettent de répondre à des problématiques de recherche identifiées au sein de ce projet en s'intéressant à l'**expressivité du rendu volumique** d'images échographiques dans le contexte de la visualisation **intra-opératoire**, ainsi qu'aux besoins d'intégration dans le *framework* de l'IRCAD, *Sight* [IRC24], et dans les applications comportant une fonctionnalité de visualisation par rendu volumique.



**FIGURE 1.10** – Les trois grands axes du projet *Disruptere*. **a** : la démocratisation financière par l'emploi de matériel à bas coût. **b** : la démocratisation de la chirurgie percutanée augmentée par la visualisation expressive des données échographiques et de l'anatomie. **c** : l'assistance à l'acte par la robotique guidée par image échographique. Ce manuscrit s'intéresse essentiellement aux problématiques de *visualisation* du projet.

### 1.3.1 Partis pris techniques

Nous présentons dans cette section un ensemble de partis pris qui ont directement influé sur les directions prises par les travaux présentés dans ce manuscrit. Généralement, ces choix sont liés à des problématiques de coût : le projet *Disruptere* a pour vocation de participer à la démocratisation de l'échographie, et les produits conçus se doivent ainsi d'être aussi abordables que possible. Sont ainsi affectés : le matériel informatique sur lequel les logiciels doivent pouvoir être exécutés, les capteurs utilisés et plus généralement les directions prises par les travaux que nous présentons, qui doivent pouvoir être mis en pratique dans le contexte de *Disruptere*.

**Matériel d'acquisition** Les données brutes sont acquises à l'aide d'une sonde 2D manipulée manuellement, et suivie à l'aide d'un capteur électromagnétique associé. Le choix de ne pas utiliser de « sonde 3D » qui permettrait d'obtenir directement un volume est motivé par les applications : la zone d'acquisition de telles sondes est typiquement trop restreinte pour permettre de visualiser un organe complet en un seul volume.

**Images échographiques volumétriques** La reconstruction des images échographiques volumétriques est exécutée **hors-ligne**, i.e. une fois qu'un ensemble d'images planaires a été acquis. Les applications de *Disruptere* ne demandent cependant pas de sélectionner les images une par une, et proposent plutôt de régler la **durée** d'une acquisition, qui peut être écourtée au besoin. Le champ scalaire obtenu par la reconstruction est quant à lui **régulier**, pour faciliter l'intégration dans l'infrastructure logicielle existante. La résolution en voxels peut quant à elle être réglée en fonction des besoins en performances et de l'utilisation des outils. Par défaut, la résolution est de l'ordre de  $1000 \times 1000 \times 800$  voxels.

### 1.3.2 Contraintes techniques imposées sur les travaux

Les travaux réalisés dans ce manuscrit **sont inscrits dans le contexte du projet *Disruptere***, dont les objectifs guident ainsi nos décisions et plus généralement les directions dans lesquelles nous avons développé nos recherches. Nous ne nous intéressons par exemple ni aux applications portant sur les variantes d'images échographiques qui ne font pas l'objet du projet (4D, *Doppler*, etc.), ni aux méthodes qui demandent beaucoup de manipulations par l'utilisateur avant de pouvoir obtenir un rendu.

Plus généralement, nous ne nous **intéresserons qu'à la visualisation d'organes de l'appareil digestif**, et en particulier au **foie** et aux principales vascularisations qu'il contient : la *veine porte* et la confluence veine hépatique - veine cave inférieure.

Les logiciels créés dans le cadre de *Disruptere* sont destinés à être utilisés en contexte intra-opératoire. La visualisation des données dans ces applications doit ainsi répondre aux deux critères suivants :

- Le rendu doit être au minimum interactif, et si possible temps-réel ( $\approx 60$  images par seconde).
- Les paramètres de réglages doivent être minimales, ou il doit être possible pour le développeur de les abstraire.

Le [chapitre 3](#) présente notre réponse au premier point, et nous l'évaluons dans le [chapitre 4](#) sur les structures d'intérêt décrites précédemment. Le second point fait l'objet du [chapitre 5](#).

## 1.4 Synthèse

L'échographie est une modalité d'imagerie médicale qui se distingue par sa capacité à produire des images en **temps-réel** des structures internes du corps humain en restant **non-invasif**. Grâce à son utilisation étendue dans des contextes cliniques variés, allant des examens de routine à

l'évaluation de pathologies complexes, elle constitue un outil précieux dans la pratique médicale quotidienne. Toutefois, malgré ses nombreux avantages, notamment l'absence de radiations ionisantes et la possibilité de réaliser des examens directement au chevet du patient, les images échographiques restent principalement en deux dimensions.

En raison de leur nature, les images planaires ne parviennent pas à représenter fidèlement la complexité et le contexte géométrique des structures anatomiques tridimensionnelles, ce qui peut parfois entraver le diagnostic et la planification des traitements.

Cette limitation complique la visualisation et la compréhension des structures anatomiques dans leur contexte, qui est essentiel dans de nombreuses applications chirurgicales. Nous proposons de ce fait de nous intéresser aux images échographiques volumétriques et à leur visualisation dans l'objectif de permettre aux cliniciens d'explorer un volume de données sous divers angles et perspectives, pour leur offrir davantage d'informations contextuelles géométriques pour analyser les structures anatomiques.

Ce manuscrit propose d'explorer les techniques, les défis et les innovations liés au rendu volumique des images échographiques, en portant une attention particulière à l'*expressivité* des images et à leur intérêt pratique dans les applications de visualisation de données médicales dans un contexte *intra-opératoire*.

Nous montrons que les données échographiques se prêtent difficilement aux techniques classiques de rendu volumique, et proposons une méthodologie capable de compenser le manque d'expressivité des données par le biais de la visualisation. En l'appliquant à divers volumes de données, nous montrons que la méthode est robuste et versatile, et qu'elle est adaptée à d'autres modalités d'imagerie et même à d'autres domaines que l'imagerie médicale.

Nous évaluons notre méthode dans une étude de cas réalisée en collaboration avec un expert médical, et montrons que notre technique permet d'améliorer la perception de l'environnement dans des données échographiques.

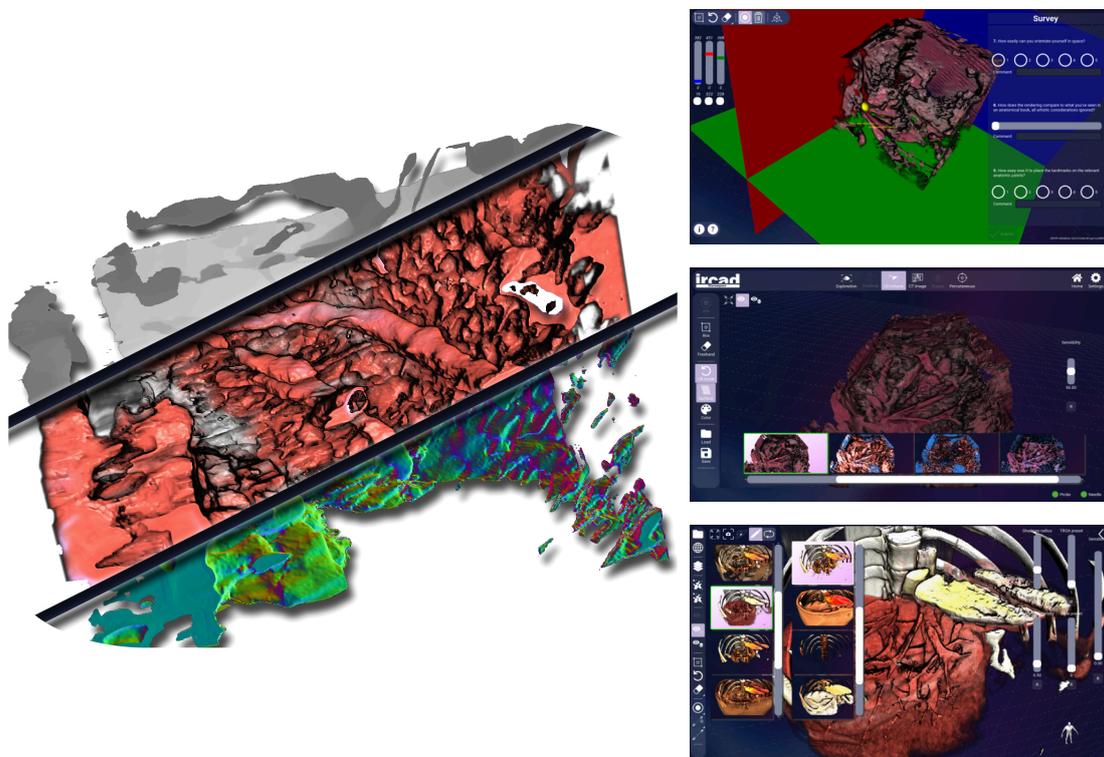
En explorant ces aspects, cette thèse aspire à contribuer au développement et à l'optimisation des techniques de visualisation de volumes d'images échographiques, avec l'espoir d'améliorer les pratiques cliniques et d'offrir des bénéfices significatifs pour les patients grâce à des diagnostics plus précis et des interventions médicales plus efficaces.

## Contributions

---

Nous proposons les contributions suivantes, illustrées dans la [figure 1.11](#) :

- Un nouveau mode de rendu volumique direct, basé sur la construction d'un nouveau type d'iso-surface : les surfaces par *Threshold Ray Opacity Accumulation* - Accumulation d'opacité seuillée sur un rayon (TROA). Nous montrons par l'illustration que bien qu'elle ait été conçue pour le rendu d'images échographiques, notre méthode est également adaptée à d'autres modalités d'imagerie telles que le scanner CT, est ainsi à la fois *générique* et *versatile*. Cette contribution est discutée dans le [chapitre 3](#).
- Une évaluation complète de nos rendus d'images médicales. Nous présentons à la fois la méthodologie employée et les résultats obtenus sur nos travaux. Cette contribution est discutée dans le [chapitre 4](#).
- L'intégration de notre nouvelle méthode de rendu volumique direct dans le *framework* professionnel de l'IRCAD, [IRC24]. Cette contribution est discutée dans le [chapitre 5](#).



**FIGURE 1.11** – Vue d’ensemble des contributions proposées. **Gauche** : rendu volumique basé TROA (chapitre 3). De haut vers le bas : carte de profondeur des surfaces TROA, rendu volumique direct basé TROA, vecteurs normaux à la surface TROA. **Droite** : applications dans lesquelles le rendu volumique basé TROA a été intégré (chapitre 5). Du haut vers le bas : XDVR Validation (chapitre 4), Pteropus (chapitre 5) et Night Viewer (chapitre 5).

---

## 2. État de l'art

---

### Résumé

---

Ce chapitre retrace dans un premier temps ([section 2.1](#)) un bref historique du rendu volumique direct et des développements notables dans le domaine depuis son établissement jusqu'à la recherche contemporaine. Nous traitons en particulier :

- **Des travaux fondateurs du rendu volumique** [[Bli82](#); [KV84](#); [Sab88](#); [Max95](#); [WMG98](#)]. Nous nous intéressons en particulier aux grandes avancées du domaine et aux modèles mathématiques sous-jacents décrits dans ces travaux.

Ce thème est abordé dans la [section 2.1](#).

- **Des travaux sur les *fonctions de transfert***. Nous nous basons pour cela sur les travaux de Ljung et al. [[Lju+16](#)] et traitons des différentes applications et de l'importance du choix de la fonction de transfert pour le rendu volumique direct.

Ce thème est abordé dans la [section 2.2](#).

- **Des travaux sur l'éclairage** [[SR15](#); [Eng16](#); [Kra+20](#)] et **des problématiques de recherches actuelles**, essentiellement orientées autour du rendu photoréaliste. Nous nous intéressons par la suite aux travaux sur le rendu volumique illustratif [[BG05](#); [Jos+08](#); [BG07b](#)].

Ce thème est abordé dans la [section 2.3](#).

- **Des techniques d'optimisation**, qui ont permis d'atteindre les performances actuelles.

Ce thème est abordé dans la [section 2.4](#).

- **Des travaux se basant sur l'usage de données externes** à l'acquisition (masques de segmentation ou analogues) pour mettre en avant une ou des régions clés [[VKG04](#); [CD12](#); [Jun+17](#)].

Ce thème est abordé dans la [section 2.5](#).

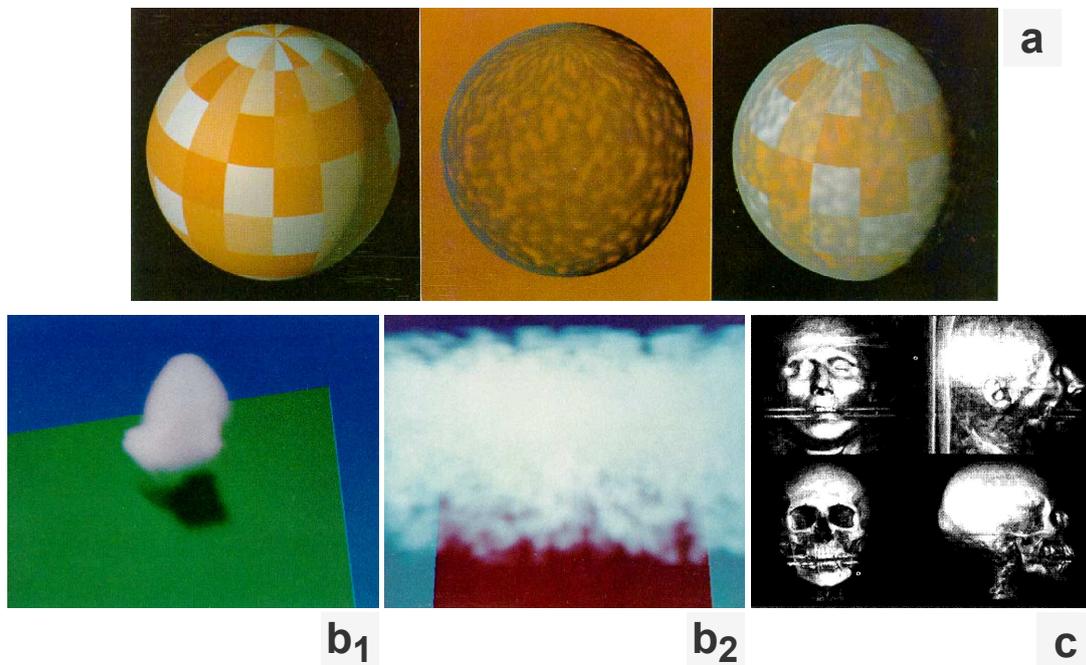
Dans un second temps ([section 2.6](#)), nous nous intéresserons aux applications du rendu volumique dans le domaine de l'imagerie médicale. Nous nous attardons en particulier sur **les travaux spécifiques aux données échographiques** [[Vio+13](#); [Bir+14](#)].

Ce thème est abordé dans la [sous-section 2.6.1](#).

## 2.1 Rendu volumique direct

Le rendu volumique direct est une technique de rendu ayant pour but de former une image d'un champ scalaire volumétrique discret (sous-section 1.1.3) par projection sur un plan. Contrairement au rendu *surfacique*, seulement capable d'afficher des objets solides ou des milieux d'interface transparents à la **densité homogène**, le rendu volumique est adapté pour le rendu de **milieux semi-transparents hétérogènes**.

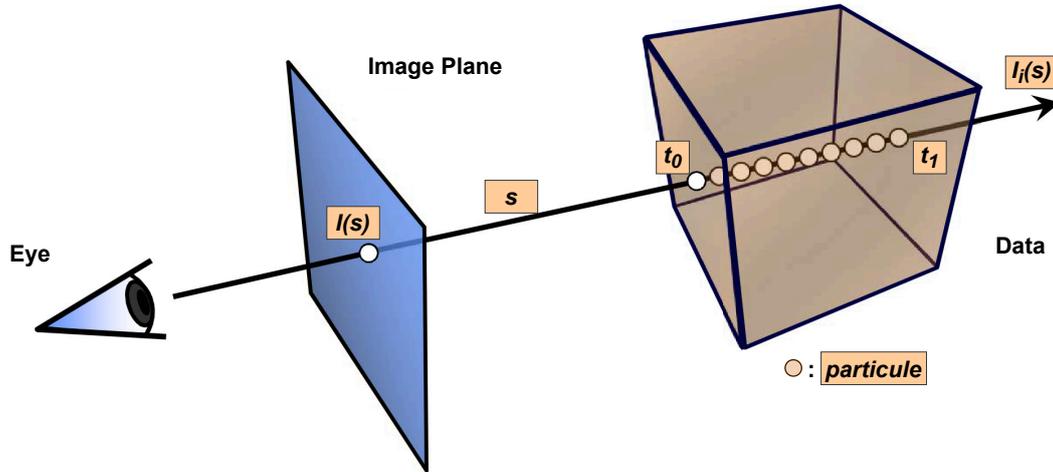
Blinn [Bli82], l'un des premiers à travailler sur le sujet, s'intéressait en effet au rendu d'objets semi-transparents en l'occurrence, les anneaux de Saturne (figure 2.1, a). Les modèles physiques établis par Chandrasekhar [Cha60] présentent un formalisme mathématique considéré comme « hors de portée » par Blinn, qui propose d'exploiter les modèles plus élémentaires d'Esposito, d'Hapke et d'Irvine [Esp79; Hap63; Irv66]. On pourra par ailleurs remarquer que les modèles physiques sur lesquels se base le rendu volumique sont fortement couplés aux avancées de la recherche sur la physique des ondes et de la lumière, et on retrouvera cette influence dans les travaux plus récents (section 2.3).



**FIGURE 2.1 – a** : Les travaux de Blinn, qui portent sur le rendu des anneaux de Saturne. **Illustration** : Blinn ([Bli82], Figure 10), **Copyright SIGGRAPH**. **b<sub>1,2</sub>** : Les travaux de Kajiya et al., qui portent sur le rendu de fumée et de nuages. **Illustration** : Kajiya et al. ([KV84], Figures 2 et 9), **Copyright SIGGRAPH**. **c** : Les travaux de Levoy, qui portent sur l'extraction de surface depuis un volume de données. **Illustration** : Levoy ([Lev88], Figure 7), **Copyright IEEE**.

Les travaux de Blinn sont poursuivis plus tard par Kajiya et al. [KV84] (figure 2.1, b) et Levoy [Lev88] (figure 2.1, c). Également loin des problématiques d'imagerie médicale qui font l'objet de ce manuscrit, Kajiya a pour objectif de reproduire l'effet des nuages sur des formes géométriques simples telles que des sphères, pour obtenir, par exemple, des apparences d'atmosphères. Kajiya et al. proposent un nouvel algorithme, le **rendu volumique direct** à l'aide de **lancer de rayon volumique** (anglais : *volume ray marching*), qui simule un rayon traversant le volume de données (figure 2.2).

Un des points communs à ces approches est l'assimilation du champ à un *milieu participatif*, i.e. un milieu de *particules* dont les interactions avec la lumière sont régies par l'Équation de Transfert par Rayonnement [HPS15] selon une des quatre modalités : l'*absorption*, la *diffusion*, l'*émission* et



**FIGURE 2.2** – Schéma de principe de lancer de rayon volumique. **Copyright Siemens Healthcare GmbH**, les annotations ont ajoutées pour ce manuscrit. Les notations sont détaillées ci-après.

la *rétrodiffusion*.

La formule de calcul sous-jacente est pour chaque rayon, sous la forme donnée par Nishita et al. [NMN87] :

$$I(s) = \tau(s)I_p(\omega_0) + \int_{\mathbb{D}} \tau(u)K_t(u)J(u)du \quad (2.1)$$

Où :

- $\mathbf{s}$  est un élément de  $\mathbb{D}$ , le domaine d'intégration, qui correspond au chemin du rayon jusqu'à ce qu'il sorte du milieu participatif.
- $I(s)$  est l'intensité résultante au point  $s$ .
- $I_p(\omega_0)$  est l'intensité au point  $p$  vers la direction  $\omega_0$ .
- $K_t(u)$  est un coefficient d'extinction (qui peut être constant ou dépendant de  $u$ ).
- $\tau$  est un *coefficient spatial d'extinction*, soit la fraction de la lumière absorbée en traversant le milieu.  $\tau$  dépend du coefficient d'extinction et vérifie  $\tau(s) = \exp^{-\int_0^s K_t(u)du}$ .
- $J(s)$  est la résultante des contributions des particules sur un chemin d'intégration correspondant à un point de la projection.

En pratique,  $K_t$  est la **fonction de transfert** mentionnée dans la [sous-section 1.1.3](#), qui donne une propriété optique à un élément du champ.

$J(s)$  est quant à elle *une grandeur intégrale* de la forme (toujours sous la formulation de Nishita et al. [NMN87]) :

$$J(s) = I_m^e(s) + \frac{\sigma(s)}{4\pi} * \int_{\Omega} (I_s(s, \omega_i) + I_m(s, \omega_i)) f(\omega_0, \omega) d\omega \quad (2.2)$$

Où :

- $I_m^e(s)$  est l'émission propre du milieu (qui peut dépendre de  $s$ ).
- $\sigma$  est l'*albedo*.
- $\Omega$  est l'ensemble (infini) des directions de  $\mathbb{R}^3$ .
- $I_s(s, \omega)$  (resp.  $I_m(s, \omega)$ ) est la contribution énergétique des surfaces (resp. du milieu). Pour les milieux participatifs purs sans géométrie solide,  $\forall s \in \mathbb{D}, \forall \omega \in \Omega, I_s(s, \omega) = 0$ . Dans la suite de ce manuscrit, nous travaillerons sous l'hypothèse qu'aucune géométrie solide n'est incluse dans le milieu participatif.

- $f(\omega_0, \omega)$  est la **fonction de phase** qui exprime le comportement du milieu vis-à-vis de la lumière reçue de la direction  $\omega_0$ . En d'autres termes,  $f$  décrit comment la lumière interagit avec le milieu.

$J(s)$  n'est, sans hypothèse spécifique à l'application, généralement pas exprimable sous une forme explicite générique, et est de ce fait approximée par une des quatre méthodes suivantes :

- L'approximation par **une constante**, qui revient à du rendu volumique indirect de type iso-surface (sous-section 1.1.3).
- L'approximation par **un modèle d'absorption pure** : la traversée du champ ne contribue qu'à atténuer une intensité initiale provenant généralement de l'arrière-plan.
- L'approximation par **un modèle d'émissivité pure** : les particules du champ émettent de la lumière, et la somme de leurs contributions définit entièrement la projection sur le plan.
- L'approximation par **émissivité et absorption**, qui combine les deux modèles d'absorption et d'émission : chaque particule traversée contribue à la couleur, et atténue également l'intensité finale.

Max [Max95], qui raffine les modèles hérités de Blinn et de Kajjya, donne une expression fermée implicite de la solution dans le cas où  $\text{card}(\Omega) = 1$  et où  $C(s)$  est modélisée par **émissivité et absorption**.

L'équation du rendu volumique (équation 2.1) s'écrit alors :

$$\forall s \in \mathbb{D} \times \Omega, \frac{dI}{ds} = \overbrace{\underbrace{C(s)}_{\text{Émission propre}} + \underbrace{K_t(s)}_{\text{Émission isotrope}}}_{\text{Émission}} - \underbrace{K_t(s)I(s)}_{\text{Absorption (Atténuation)}} \quad (2.3)$$

Où :

- $\mathbb{D}$  est le domaine d'intégration sur le rayon.
- $s$  est un élément de l'ensemble  $\mathbb{D} \times \Omega$  tel que  $\forall s, \text{proj}_{\mathbb{D}}(s) \neq \emptyset$ , i.e.  $s$  dépend toujours des densités traversées dans le volume. Dans le cas de la diffusion unidirectionnelle,  $\text{card}(\Omega) = 1$ , i.e. aucune particule en dehors du chemin d'intégration n'influence le résultat.
- $I(s)$  est la luminance énergétique au point  $s$ .
- $C(s)$  est la couleur au point  $s$  (après classification, voir ci-après).

L'équation 2.3 est une équation différentielle linéaire non homogène du premier ordre, dont la solution est une fonction exponentielle. Une condition initiale ( $I_i$ ) la transforme en *Problème de Cauchy*, dont la solution est garantie d'exister par le Théorème de Cauchy-Lipschitz (mais l'unicité n'est pas garantie si  $\text{card}(\Omega) > 1$ ).

L'expression de la solution de Max prend ainsi la forme suivante, qui est possible **d'évaluer analytiquement** (sous réserve de la continuité de la fonction de transfert) :

$$I = I_i(s)e^{-\int_{t_0}^{t_1} K_t(t)dt} + \int_{t_0}^{t_1} C(t)e^{-\int_t^{t_1} K_t(u)du}dt \quad (2.4)$$

Où :

- $I$  est l'intensité du point courant sur le plan image.
- $I_i$  est l'intensité initiale (qui peut être indépendante de  $s$ ), venant de l'arrière-plan (source de lumière, etc.). Elle est atténuée sur le chemin de traversée par le terme exponentiel qui lui est multiplié.
- $[t_0; t_1] \in \mathbb{D}^2$  sont deux points de l'espace permettant au rayon de traverser le volume (respectivement, *point d'entrée* et *point de sortie* du volume).

Les sommes intégrales apparaissant dans les formules 2.1, 2.2 et 2.4 sont généralement approchées par des sommes de Riemann ou estimées par plus rarement par des méthodes d'ordres supérieurs telles que la méthode de Simpson [CCF15a]. À noter que cela n'est rendu possible que par l'hypothèse que le rayon, i.e. la lumière suit un chemin unidirectionnel (hypothèse que  $\text{card}(\Omega) = 1$ ).

Sous cette forme, l'équation 2.4 s'écrit :

$$I \approx I_i * \prod_{i=1}^N (1 - \alpha_i) + \sum_{j=1}^N C(s_j) \times \alpha(j) \times \prod_{k=1}^{j-1} (1 - \alpha_k) \quad (2.5)$$

Où :

- $N$  est le nombre d'échantillons utilisés pour approximer l'équation 2.4.
- $\Delta_s(n)$  est le pas d'échantillonnage, qui peut dépendre de  $n$  ou non.
- $\alpha_n$  est l'opacité attribuée à l'échantillon  $n$ , qui est une approximation discrète de  $K_t$ , telle que  $\alpha_i = K_t(s_i) \times \Delta_s(i)$ .

Et où le terme en produit correspond à la discrétisation de l'exponentielle d'une somme discrète ( $\exp^{a+b} = \exp^a \exp^b \forall a, b \in \mathbb{C}$  par les Formules d'Euler).

De nos jours, en particulier dans les communautés de visualisation scientifique, le rendu volumique est étroitement associé aux **fonctions de transfert** qui sont utilisées pour attribuer une opacité  $\alpha$  et une couleur  $C$  (une grandeur à quatre dimensions) aux données du champ scalaire d'origine (unidimensionnelles). Nous abordons le sujet de ces dernières plus en détails dans la section 2.2. Dans cette section, nous nous contentons de la définition suivante, correspondant aux fonctions de transfert unidimensionnelles : une fonction de transfert est une application  $F$  telle que  $F : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}_{col}^4$ , définie pour tous les éléments du champ scalaire.



FIGURE 2.3 – Exemples de rendu volumique direct selon la méthode de Kajiy et al. [KV84].

Les principaux éléments pouvant impacter le rendu et son *expressivité* sont ainsi des éléments extérieurs aux données : les couleurs apportées par le processus de rendu. Nous traitons de cela ci-après.

## 2.2 Fonction de transfert

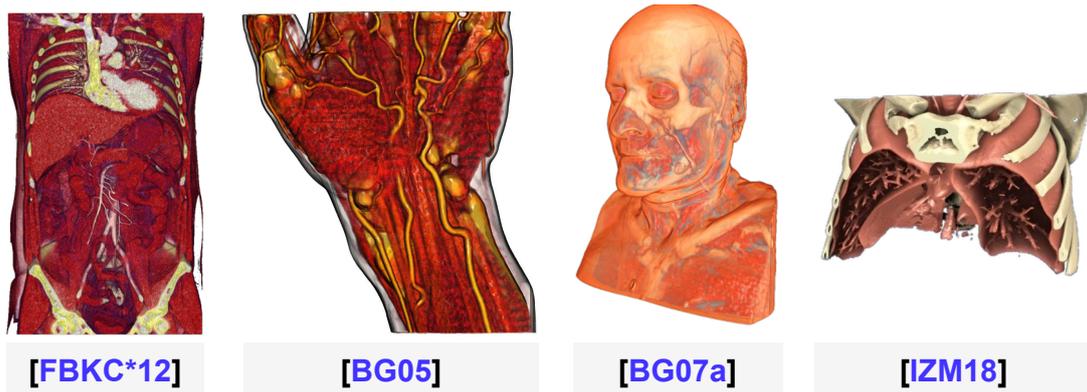
Un aspect essentiel du rendu volumique est le choix d'une *fonction de transfert*. Les valeurs d'un champ scalaire quelconque ne permettent généralement pas un affichage direct sur un moniteur, car elles correspondent le plus souvent à une grandeur physique mesurée. Par exemple, les densités des images de scanner varient généralement entre  $-2048$  et  $+2048$  pour les données acquises sur le corps humain, car elles correspondent à des valeurs sur l'échelle d'Hounsfield [Hou73], qui est relative à la réaction de l'eau aux rayons X.

La section précédente décrivait les fonctions de transfert comme une application  $F$ , telle que  $F : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}^4$ . En réalité, le domaine de l'image d'une fonction de transfert (ici,  $\mathbb{R}^4$ ) peut être un

ensemble  $\mathbb{K}$  quelconque, qui varie selon les applications. Le domaine des antécédents de  $F$  est en revanche toujours un ensemble contenant toutes les densités présentes dans l'image, mais peut aussi être plus grand, et contenir d'autres informations extraites à partir des données ou venant en complément de ces dernières [Lju+16].

Les fonctions de transfert typiques sont celles dites unidimensionnelles, soit celles mentionnées dans la [section 2.1](#) ([figure 2.4](#), [Fed+12]). Ces dernières attribuent simplement une couleur et une opacité pour chaque densité de l'image. Du fait de la simplicité dans la conception (relativement aux méthodes ci-après), il s'agit des plus répandues dans les logiciels standards [Fed+12; Jön+19].

D'autres travaux incorporent des informations supplémentaires dans la fonction de transfert. Un des travaux précurseurs du domaine sont les fonctions de transfert multidimensionnelles de Kniss et al. [KKH02], qui utilisent un ensemble de valeurs pour effectuer chaque classification. On retrouve également une approche similaire dans les fonctions de transfert basées graphes de Sharma et al [SAK19]. Bruckner et Gröller [BG05] introduisent le principe de *fonction de transfert d'éclairage*, qui stocke l'influence des contributions de la lumière en fonction du couple  $\{ \langle n_{grad}, l \rangle; \langle n_{grad}, \frac{l+v}{\|l+v\|} \rangle \}$  où  $n_{grad}$  est la normale issue du gradient,  $l$  est le vecteur normal décrivant la source de lumière et  $v$  est le vecteur de vue normalisé ([figure 2.4](#), [BG05]). La confection de telles fonctions de transfert n'est pas une tâche triviale, et repose fortement sur la possibilité de classifier précisément des objets dans le volume par les valeurs scalaires. Les mêmes auteurs étendent ces travaux dans [BG07a], où des propriétés plus avancées (matériaux) sont incorporées dans la fonction de transfert. Pour cela, les auteurs proposent de confectionner la fonction de transfert sur un galon en certains points, et d'interpoler ces modèles pour obtenir des effets de transition entre les matériaux ([figure 2.4](#), [BG07a]). La limitation liée à la fiabilité de la classification est cependant toujours présente, et à celle-ci se rajoute des contraintes sur le gradient de l'image, qui doit être *continu*, *dérivable* et si possible *développable en série entière* pour l'interpolation. Igouchkine et al. [IZM18] généralisent l'approche en proposant de séparer la fonction de transfert en deux ([figure 2.4](#), [IZM18]). La première définit les matériaux, la seconde les propriétés optiques de ces derniers et intègre la contribution des lumières de la scène. En procédant de la sorte, Igouchkine et al. parviennent à contourner les problématiques liées à l'interpolation et aux propriétés du gradient de l'image. Le problème de confection de telles fonctions de transfert multidimensionnelles est cependant toujours présent.



**FIGURE 2.4** – De gauche à droite : une fonction de transfert unidimensionnelle linéaire par morceaux telle qu'utilisée dans [Fed+12], une fonction de transfert d'éclairage de [BG05] (Copyright Computer Graphics Forum), une fonction de transfert de style de [BG07a] (Copyright Computer Graphics Forum) et une fonction de transfert de matériaux de [IZM18] (Copyright IEEE).

On notera qu'une limite des fonctions de transfert en général est le temps nécessaire à la confection, en particulier pour les données non standardisées comme l'échographie [Bir+14; BGH99; Vio+13] : les densités dépendent des réglages de l'appareil, qui dépendent eux-mêmes des préférences du praticien et des conditions de l'examen. En particulier, dans les applications

de visualisation médicales intra-opération, il est difficilement envisageable pour l'utilisateur de s'affarder sur la paramétrisation au-delà d'un choix de couleurs et de structures à visualiser.

## 2.3 Éclairage

Dans le contexte du rendu surfacique, il est commun (et de nos jours, même systématique) de nuancer les couleurs initiales (l'albedo) : l'œil humain est en effet entraîné à percevoir des formes en combinant les informations des ombres, des bords et des couleurs [SB14]. Lorsque l'objet à rendre est décrit par une surface, il est possible d'utiliser des descripteurs de la forme, notamment les vecteurs normaux à la surface en chacun de ses points, potentiellement en les interpolant, qui donnent la densité de lumière incidente en fonction de l'orientation de la surface, donnée par la normale. Le comportement est typiquement défini par une **fonction de distribution** qui exprime la **réflectivité bidirectionnelle**, plus connue sous la nomenclature anglo-saxonne *Bidirectional Reflectance Distribution Function* (BRDF). Une des premières formulation est celle donnée par Nicodemus [Nic65] :

$$f_r(\omega_i, \omega_r) = \frac{dL_r(\omega_r)}{dE_i(\omega_i)} = \frac{dL_r(\omega_r)}{L_i(\omega_i) \cos(\theta_i) d\omega_i} \quad (2.6)$$

Où :

- $f_r(\omega_i, \omega_r)$  est la BRDF.
- $L_i$  (resp.  $L_r$ ) désigne la **radiance** de la lumière incidente (resp. de la lumière sortante).
- $E_i$  (resp.  $E_r$ ) désigne l'**irradiance** de la lumière incidente (resp. de la lumière sortante).
- $\theta_i$  est l'**angle** entre  $\omega_i$  et la normale à la surface. Le  $\cos$  de  $\theta_{i,r}$  modélise la quantité d'énergie atteignant la surface.

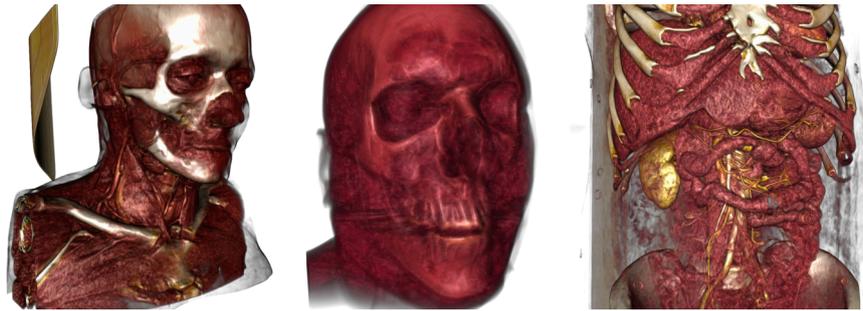
La luminance sortante  $L_v$  dans la direction  $\omega_r$  est alors donnée par :

$$L_r(\omega_r) = \int_{2\pi} f_r(\omega_i, \omega_r) L_r(\omega_i) d\omega_i \quad (2.7)$$

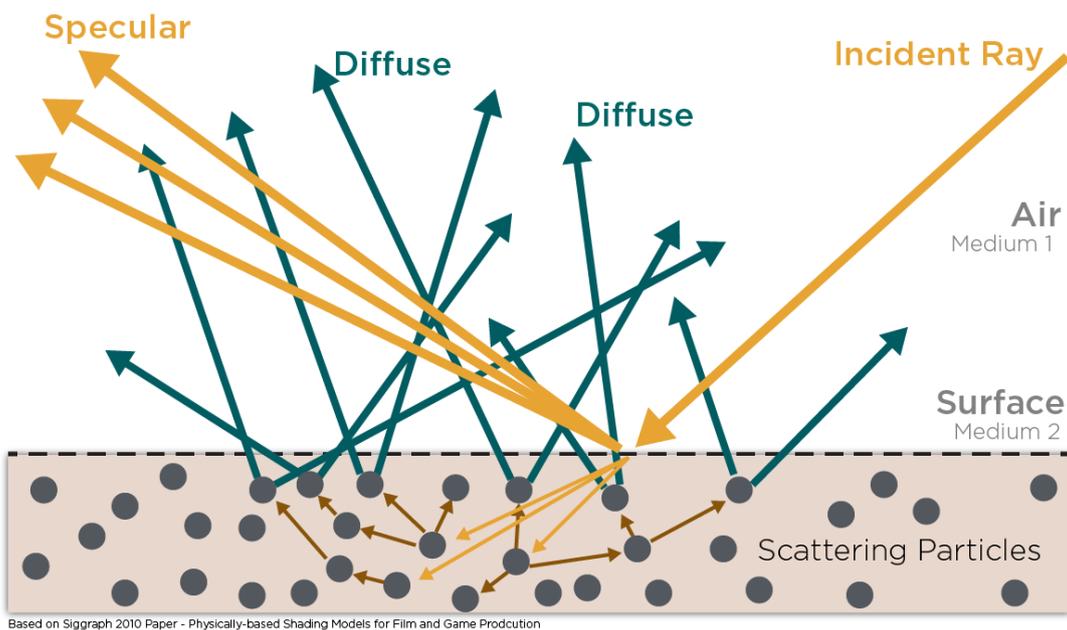
Un champ scalaire ne permet pas, a priori, d'extraire trivialement les informations nécessaires pour utiliser une BRDF, dont la normale en particulier (nous reviendrons sur ces propos dans le chapitre 3). Les couleurs obtenues par le lancer de rayon volumique « brut » sont donc très uniformes, voire saturées (figure 2.3). La façon la plus commune employée jusque dans les logiciels et autres outils standards dans le domaine [SML06; Fed+12] pour utiliser une BRDF plus nuancée est d'utiliser le gradient du champ scalaire à la place d'une normale. À noter que cela n'est une alternative viable que si le gradient vérifie certaines propriétés de continuité et de régularité sur le domaine de l'image, sans quoi l'éclairage devient bruité. Le gradient est généralement approché par la différence centrale (interpolée) à chaque échantillon pris le long du rayon, permettant d'appliquer des modèles surfaciques d'éclairage tels que celui de Phong [Pho75] (figure 2.5).

Les travaux récents sur le rendu surfacique photoréaliste montrent cependant qu'une BRDF « empirique » telle que le modèle de Phong [Pho75] ou ne calculant pas la densité de lumière incidente (l'*ombrage de Lambert*, plus connu sous son nom anglo-saxon, le *flat-shading*) ne permettent pas de modéliser l'interaction lumière-matière de manière suffisamment réaliste [McA+12]. Les modèles d'éclairage physiquement réalistes introduisent ainsi le concept de distribution de microfacettes pour faire un calcul d'éclairage statistique (figure 2.6).

Ces *microfacettes* approximent un phénomène proche de celui que nous essayons de modéliser : elles décrivent la participation de plusieurs éléments à la couleur perçue. Bien qu'il soit une fois de plus difficile d'employer directement les modèles développés pour le rendu surfacique, le rendu volumique photoréaliste n'en est pas moins un sujet de recherche actif. Nous nous y intéressons dans la section suivante.



**FIGURE 2.5** – Exemples de rendu volumique direct incorporant de l'éclairage de Phong basé sur le gradient de l'image à chaque échantillon.



**FIGURE 2.6** – Le comportement de la lumière sur une surface ne peut pas être décrit uniquement à l'aide d'une normale : il est nécessaire d'inclure plus d'information pour obtenir des images photoréalistes [McA+12]. **Illustration** : Wes McDermott [McD18] basé sur les illustrations de [McA+12], **Copyright Allegorithmic - Adobe**.

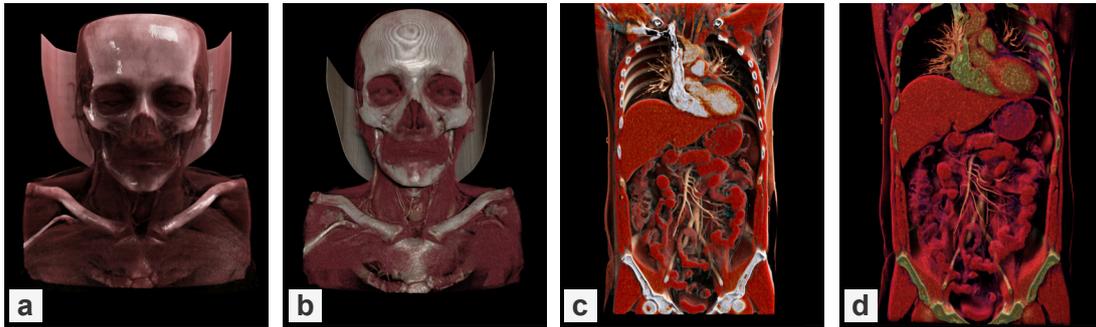
### 2.3.1 Rendu volumique photoréaliste

Motivée par l'habitude de l'œil humain à percevoir des environnements naturels [CD12; SR15], une tendance récente de la recherche du domaine est le rendu *photoréaliste* (figure 2.7).

Pour le rendu surfacique, les techniques de rendu physique réaliste (anglais : *Physically-based rendering* - PBR) peuvent se classer en deux catégories : les travaux sur les matériaux, étendant ceux de Gotanda et al. [McA+12] sur l'illumination locale (interaction lumière-matière), et les travaux sur la diffusion de la lumière dans la scène, en particulier sur l'**illumination globale**. Nous proposons de nous intéresser à ces deux familles de travaux, appliquées au rendu volumique direct.

L'équation 2.3, sans les hypothèses relaxées de Max ( $\text{card}(\Omega) = 1$ ), est un problème multidimensionnel et discontinu par la présence de diffusions multiples et d'occlusions. Dans ce contexte dans lequel toutes les directions sont prises en compte, la fonction d'extinction  $\tau$  devient multidimensionnelle, car elle incorpore des contributions autres que celles des particules rencontrées sur

le chemin direct du rayon.



**FIGURE 2.7** – Exemples de rendus photoréalistes. **a, c** : [Eng16], tel qu’implémenté dans [Sie21]. **b, d** : [SR15], tel qu’implémenté dans [Jön+19]. **a, b** : Le jeu de données est extrait de Kitware Data [Kit23]. **c, d** : Le jeu de données est une propriété de l’IRCAD.

Sundén et Ropinski [SR15] proposent la formulation suivante, reprise et généralisée par Engel K. et al. [Eng16] de la solution de Max [Max95] :

$$I(s) = \left( \int_{\Omega} \int_{t_0}^{t_1} e^{-K_t(s,s')} \gamma_s(s') \left[ \int_{\Omega} f(\omega_0, \omega') I_i(s', \omega') d\omega' \right] ds' d\omega \right) \quad (2.8)$$

Où :

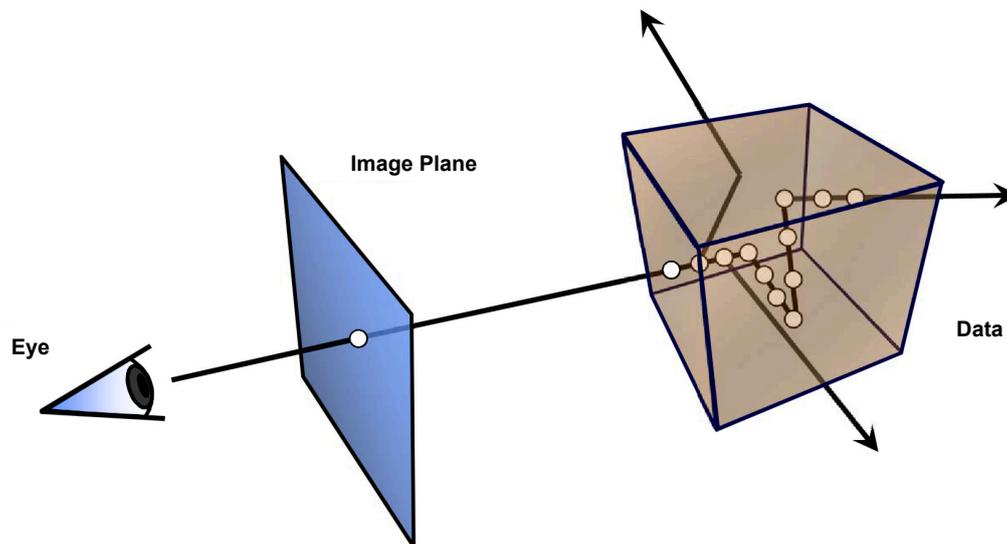
- $I_i(s', \omega')$  est l’analogue à  $I_s(s)$  décrite ci-avant, qui prend en compte  $\omega$ . Alors qu’ $I_i(s)$  était équivalente à la participation de l’arrière-plan (car  $card(\Omega) = 1$  dans le contexte précédent), cette hypothèse n’est plus valable.
- $\gamma_s(s)$  est une fonction de diffusion qui décrit la diffusion de la lumière au point  $s$ .
- Les autres termes non spécifiés dans cette liste sont identiques à ceux donnés pour la formulation de Nishita (2.1) et l’équation 2.4.

Dans le contexte du rendu surfacique, les images photoréalistes sont le plus souvent obtenues par des modèles d’illumination globale, souvent basés sur des méthodes stochastiques progressives de Metropolis, notamment introduites par Veach et Guibas [VG97] ou Hachisuka et al. [HJ09]. Les méthodes de Monte Carlo, dont Metropolis fait partie, sont très coûteuses en calcul : une très grande quantité de chemins lumineux doit être prise en compte afin de réduire le bruit apparent dans les images. Pour permettre un calcul plus rapide (en temps réel), certaines méthodes exploitent la cohérence spatiale et utilisent ce que l’on nomme des sondes d’illumination, placées dans la scène. Typiquement, les sondes décrivent le comportement local de la lumière autour d’elles (quantité de lumière incidente et directions). Ces sondes sont parcourues à intervalles réguliers, par exemple, à chaque image produite ou à chaque changement d’objet ou de lumière dans la scène, et les informations des sondes pertinentes pour le point de vue courant sont ensuite combinées au moment de l’affichage. Dans les exemples récents, on retrouve notamment les travaux de Majercik et al. [Maj+19a] ou ceux de Guo et al. [Guo+22].

Dans le cadre du rendu volumique direct, la scène est le milieu participatif semi-transparent. Les sondes « classiques », qui s’appuient sur la géométrie solide de leur environnement immédiat, ne peuvent produire des résultats similaires, car, pour le rendu volumique, les seuls éléments à considérer sont les particules présentes dans le milieu. L’analogie aux sondes d’illumination pour le rendu volumique direct est le **volume d’illumination**, dont un exemple fondateur est présenté par Sundén et Ropinski [SR15]. Pour ces méthodes, chaque élément du volume d’illumination définit la somme des contributions des sources lumineuses de la scène en couleur et en intensité lumineuse à un point donné du milieu participatif (et cette information est ensuite interpolée au besoin), qui sont intégrées aux  $C(i)$  et  $\alpha_i$  lors de la composition (sous la nomenclature de l’équation 2.5).

Les approches utilisant un ou des volumes d'illuminations permettent généralement d'obtenir des résultats visuellement satisfaisant (figure 2.7, **b**, **d**). Néanmoins, leur coût en ressources mémoire est conséquent, en particulier pour obtenir des images de qualité. De plus, le coût de la mise en place est élevé : il est nécessaire de recalculer le volume d'illumination à chaque changement de fonction de transfert ou déplacement de lumière dans la scène, qui doivent de surcroît être placées minutieusement pour illuminer les structures d'intérêt dans l'image.

L'équation 2.8, étendue à  $card(\Omega) = \infty$ , n'a plus de solution triviale ou facilement exprimable par une forme fermée. Il reste cependant toujours possible de l'approcher numériquement, par exemple par une méthode de Monte-Carlo (figure 2.8).



**FIGURE 2.8** – Schéma de principe de lancer de rayon volumique par Monte-Carlo, [Eng16]. Contrairement aux méthodes « classiques » où le rayon ne suit qu'un seul chemin, ce type de schéma d'intégration inclut des échantillons pris dans d'autres directions à mi-chemin. **Copyright Siemens Healthcare GmbH**

Il s'agit de l'approche adoptée par de nombreux travaux récents qui s'intéressent au rendu photoréaliste [Eng16; Kra+20].

La technique de *Cinematic Rendering* d'Engel K. et al. propose ainsi une méthode d'approximation de l'équation 2.8 par Monte-Carlo étendant leurs précédents travaux sur le rendu volumique sans gradient [DEP05]. Leur méthode **inclut les deux aspects du rendu photoréaliste, les matériaux et l'illumination** dans un seul modèle, qui construit une image incrémentalement. Cela leur permet de ne pas fixer le pas d'échantillonnage, dont la taille minimum pour satisfaire le Théorème de Shannon-Nyquist est difficile à estimer. L'erreur devient cependant une fonction du nombre d'itérations, qui ont chacune un coût en calcul.

Les méthodes de Monte-Carlo (ou analogues) étendant les travaux d'Engel K. et al. [CD12; Kra+20] sont de nos jours particulièrement répandues, des logiciels commerciaux les intègrent (en l'occurrence *Cinematic Anatomy* de Siemens [Sie21]). Kraft et al. [Kra+20] proposent une méthode similaire, qui ne calcule les occlusions qu'à certains points, choisis arbitrairement sur le rayon selon la fonction de transfert et les données. Les  $I_i(s, \omega)$  sont définis selon une image externe (choisie au préalable), par éclairage basé-image [Deb06] (anglais : *IBL - Image-based lighting*), une technique qui permet de définir l'éclairage dans la scène à partir d'une photographie d'un environnement réel. Les sources de lumière ne sont ainsi pas placées directement dans la scène.

On notera enfin que les récentes avancées dans l'apprentissage profond ont donné naissance à des méthodes de rendu volumique photoréaliste de cette catégorie. Martin et al. [Mar+19] proposent un réseau de neurones pour synthétiser des images de divers points de vue en se basant

sur une heuristique de profondeur déterminée par l'accumulation d'opacité. Engel D. et al. [ER20] proposent un modèle de réseau de neurones permettant d'estimer un *volume d'occlusion*, qui décrit le niveau d'assombrissement d'un voxel pour une fonction de transfert et un voisinage donné.

Le point et le désavantage commun à ces méthodes stochastiques est **le temps de rendu** : il y a un coût non négligeable pour produire une image qui a visuellement « convergé » (où le bruit induit par la méthode de Monte-Carlo n'est plus perceptible par le système visuel humain). Ce temps de calcul rendant l'usage de ces méthodes **discutable** dans le contexte de la **visualisation interactive**.

Le choix de modèles physiques photoréalistes incorporés dans le lancer de rayon volumique n'est cependant pas indépendante du choix de la fonction de transfert, qui devient d'autant plus difficile à concevoir. En effet, les influences indirectes liées aux rayons secondaires rendent souvent difficile d'estimer l'impact qu'aura un changement dans la fonction de transfert. Pour les applications de visualisation préopératoires (radiologie), Siemens propose pour cela dans *Cinematic Anatomy* [Sie21] des préréglages pour diverses structures anatomiques. Cela n'est malheureusement une solution envisageable que pour les données standardisées visualisées dans un contexte ne nécessitant pas de spontanéité. Le placement des sources de lumière dans la scène devient également un enjeu capital, comme pour les travaux d'Igouchkine et al. [IZM18] (qui intègrent la participation des lumières dans la fonction de transfert), et font souvent partie de la méthode [SR15; Jön+19].

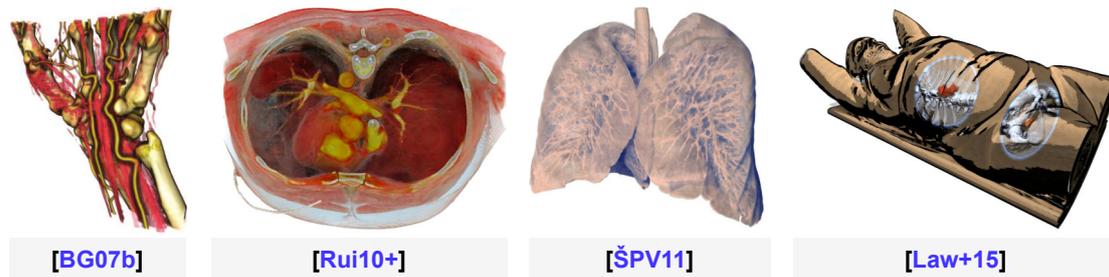
### 2.3.2 Rendu volumique illustratif

Si l'œil humain est naturellement habitué aux images photoréalistes [Eng16], d'autres communautés (principalement artistiques) se sont intéressées à la perception dans un contexte d'image illustrative [Iwa13]. De nombreux travaux (issus des disciplines artistiques, pour la plupart) adoptent en effet un tel style de rendu [SEG00; Nin02; SEG16; Nin17a; COG20].

[BG05; BG07a] mentionnés dans la section 2.2 sont des travaux précurseurs qui adoptent ces styles de visualisation pour des données médicales. [BG07b] proposent des halos colorés basés sur la classification par la fonction de transfert, permettant de rajouter de l'emphase sur certaines régions (sous réserve de fiabilité de la classification) par les couleurs du halo en plus de celles de la fonction de transfert (figure 2.9, [BG07b]). Ruiz et al. [Rui+10] étendent les travaux sur l'importance en croisant l'information de plusieurs points de vue pour créer un effet d'ombrage illustratif sur des voisinages de voxels (figure 2.9, [Rui+10]). Šoltészová et al. [ŠPV11] proposent de colorer les ombres de leur modèle d'éclairage et montre que leurs utilisateurs perçoivent mieux la profondeur dans ce type d'environnement (figure 2.9, [ŠPV11]). Bühler et al. [Law+15] proposent plusieurs algorithmes permettant de combiner l'information d'un scan *Positron Emission Tomography* - Tomographie par Émission de Positron (PET) et d'un scan CT à l'aide de lentilles colorées, d'effets illustratifs ou d'autres compositions d'importance, étendant les travaux de Viola et al. [VKG04] sur l'aspect plus « artistique » du problème (figure 2.9, [Law+15]).

On remarquera que l'usage de techniques illustratives dans des applications médicales est relativement restreint. Cependant, les études utilisateurs de Šoltészová et al. [ŠPV11] semblent indiquer que ces techniques ont un potentiel applicatif pour les images médicales.

Il s'agit pour nous d'une des motivations primaires de la direction des travaux que nous présentons dans le chapitre 3. En effet, les techniques de rendu illustratif sont typiquement adaptées à mettre en avant des *sémantiques* dans la scène (ici, le milieu participatif), qui participent à l'*expressivité* de l'image, sans pour autant nécessiter autant de ressources de calcul que le rendu photoréaliste.



**FIGURE 2.9** – Techniques de rendu volumique illustratif. De gauche à droite : [BG07b] (Copyright IEEE), [Rui+10] (Copyright Elsevier), [ŠPV11] (Copyright ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium), [Law+15] (Copyright Eurographics).

## 2.4 Performances et optimisations

Évaluer l'intégrale du rendu volumique (section 2.1) de façon précise est un processus demandeur en ressources de calculs. Un des domaines de recherche actifs du rendu volumique est l'amélioration des performances tout en maintenant une qualité d'image de même niveau : les volumes d'entrée deviennent de plus en plus conséquents (certains même de l'ordre du *terabyte* voire *petabyte*), si bien que des approches par force brute ne sont plus suffisantes pour le rendu volumique direct moderne.

Sarton et al. proposent un état de l'art des techniques de ce domaine [Sar+23], sur lequel cette section est basée.

### 2.4.1 Saut de régions vides

Les champs scalaires hétérogènes peuvent comporter des régions « vides », qui ne participent pas à la couleur finale affichée à l'écran. Ces régions peuvent apparaître par la définition de la fonction de transfert (section 2.2), qui peut rendre certaines régions complètement transparentes. Il est également commun que les volumes de données soient complétés (remplis) artificiellement sur les bords pour que le volume ait une forme rectangulaire (on retrouve par exemple cela sur les images de scanner CT). Évaluer la solution à l'équation 2.1, sous la forme de l'équation 2.4 ou sa forme plus complète de l'équation 2.8 sur les régions transparentes n'a pas d'intérêt pour le rendu : ces régions ne contribuent pas à la couleur finale.

De nombreux travaux s'intéressent à éliminer les régions transparentes. On retrouve par exemple les travaux basés sur des *octree* [Kno+06] ou *k-d tree* [VMD08], dont un exemple récent est l'algorithme *SparseLeap* d'Hadwiger et al. [Had+18].

### 2.4.2 Grilles et échantillonnage adaptatifs

Certaines données volumétriques sont moins détaillées dans certaines régions que d'autres. Cela provient de l'appareil d'acquisition en lui-même, ou simplement de la volonté de l'utilisateur d'étudier macroscopiquement une partie du volume et précisément une autre.

Cela a motivé le développement de techniques d'accélération de données sur une grille non régulière [Wal+17; Wan+19; Wan+20; Wal+21; Zel+24], dont les travaux fondateurs sont certainement ceux de Berger et al. [BO84; BC89] sur le raffinement de maillage adaptatif.

Similairement, de nombreux travaux se sont intéressés au développement de techniques d'échantillonnage efficaces le long du rayon. En effet, si un échantillonnage précis permet d'obtenir des images de meilleure qualité, diminuer la taille du pas d'échantillonnage affecte directement le temps de calcul nécessaire pour produire une image. Cela a motivé à la fois le développement de techniques d'échantillonnage adaptatif [Ert+07; CCF15b], mais également de **pré-intégration** [EKE01; El+08; Gue+10], une famille de techniques qui inclut les contributions de l'intégrale

sur le chemin parcouru par le rayon directement dans la fonction de transfert, qui devient bi-dimensionnelle.

### 2.4.3 Données volumiques massives

Il est de nos jours courant que les données de simulations numériques atteignent des tailles titanesques (de l'ordre du *petabyte*), qui ne sont pour l'instant pas possible de stocker intégralement dans la mémoire des ordinateurs classiques, et encore moins dans celle des GPU, responsables de l'affichage. De tels volumes de données sont cependant très répandus, notamment dans les domaines du biomédical et de la micro-biologie.

Ces volumes ont cependant un intérêt à être visualisés, et font l'objet de beaucoup de travaux récents. Hadwiger et al. [Had+12] proposent une première approche *out-of-core*, qui est raffinée par Sarton et al. [Sar+20] et adaptée par Alexandre-Barff et al. [Ale+23] au raffinement de maillage adaptatif.

Il s'agit un problème courant dans la visualisation contemporaine de données volumiques, qui ne concerne cependant pas les travaux que nous présentons.

## 2.5 Rendu volumique multimodal

La certitude et la confiance qu'a l'utilisateur dans la visualisation est un élément clé dans le domaine de l'imagerie médical, où les images sont utilisées pour diagnostiquer ou pour guider durant une opération.

Il est commun qu'une première étape du processus de visualisation consiste à segmenter les données, ou une partie des données, bien que cela soit coûteux en termes de temps. Les segmentations servent alors de support au rendu volumique, qui est modulé *par région* à l'aide des dites segmentations. Hadwiger et al. [HBH03] (figure 2.11, [HBH03]) proposent de créer des régions le long du rayon qui sont définies par les segmentations du volume, réalisées au préalable. Chaque région participe différemment à la couleur finale, permettant en particulier de rendre certaines régions opaques ou transparentes indépendamment du choix de la fonction de transfert (section 2.2). Viola et al. [VKG04] introduisent le concept d'*importance* le long du rayon par l'*Importance-driven Direct Volume Rendering* - Rendu volumique direct basé sur l'importance (IDVR) : tous les échantillons ne contribuent pas de la même façon en fonction d'un masque de segmentation déterminé avant la visualisation. Cela peut être exprimé en reformulant l'équation 2.5 telle que :

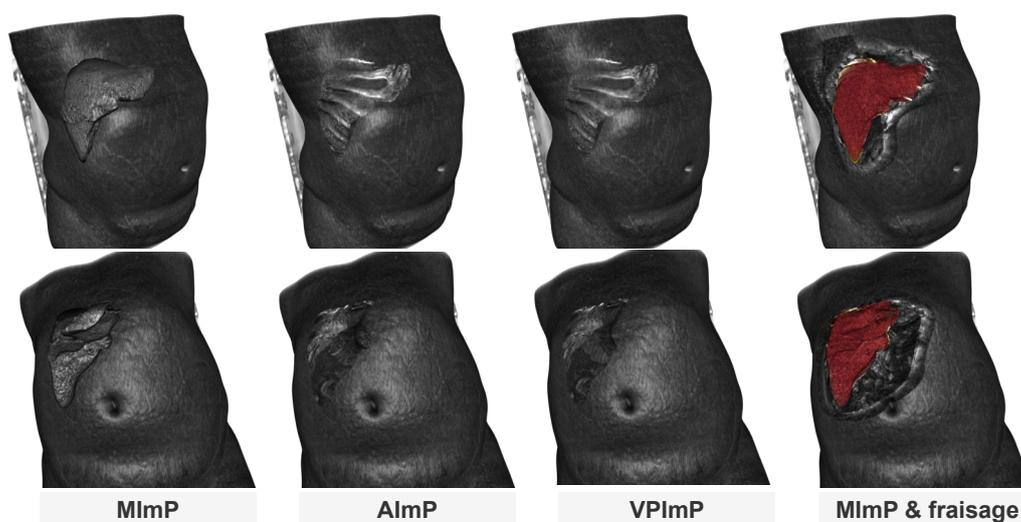
$$I \approx I_i * \prod_{i=1}^N (1 - \alpha_i) + \sum_{j=1}^N I_c^{mp}(s_j) \times C(s_j) \times \alpha(j) \times \prod_{k=1}^{j-1} (1 - \alpha_k) \quad (2.9)$$

Où :

- $I_c^{mp}(s_i)$  est l'importance accordée au point  $s_i$ .

Bien que la méthode de composition exacte en fonction de l'importance soit laissée à l'implémentation des travaux, les auteurs proposent et étudient différents schémas de composition qui permettent de mettre le masque d'importance en valeur de différentes façons (figure 2.10) : le *Maximum Importance Projection* - Projection de l'Importance Maximale (MImP), l'*Average Importance Projection* - Projection de l'Importance Moyenne (AImP) et le *Visibility-Preserving Importance Projection* - Projection de l'Importance préservant la Visibilité (VImP). Corcoran et Dingliana [CD12] (figure 2.11, [CD12]) étendent les travaux d'Hauser et al. [Hau+01] (figure 2.11, [Hau+01]) sur le rendu volumique en deux temps (une technique permettant de combine le rendu volumique à d'autres techniques de visualisation, similaire [HBH03]), en élaborant le modèle d'éclairage.

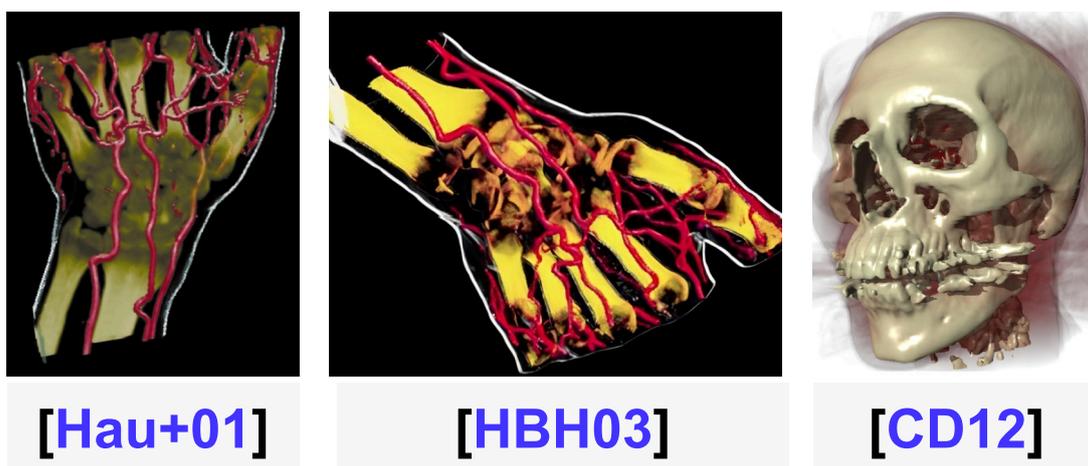
D'autres travaux, comme ceux de Jung et al. [Jun+17], utilisent un autre jeu de données pour obtenir les effets de modulation désirés dans des régions spécifiques. Les travaux de Jung et al.



**FIGURE 2.10** – Différents modes de compositions d’importance pour l’IDVR [VKG04], implémentés via [IRC24], avec une segmentation du foie comme masque d’importance. De gauche à droite : MImP, AlmP, VPImP, MImP avec un effet de « fraisure », obtenu à l’aide du masque de segmentation, et une autre fonction de transfert pour la zone du masque. Toutes les images ont été obtenues à l’aide du même volume de données.

L’Institut de Recherche contre les Cancers de l’Appareil Digestif (IRCAD) utilise historiquement l’IDVR de Viola et al. [VKG04] dans plusieurs travaux internes et nous sert ainsi de référence éprouvée en termes d’utilisabilité dans un contexte applicatif. Les jeux de données intervenant dans cette figure sont la propriété de l’IRCAD.

utilisent pour cela une image acquise par tomographie par émission de positons (anglais : PET), qui est recalé sur le premier volume de scanner CT et mis en valeur à certains points clés pour mettre en avant une région d’intérêt.



**FIGURE 2.11** – Exemples de rendus volumiques d’images médicales par des techniques multimodales. De gauche à droite : rendu volumique en deux temps [Hau+01] (Copyright IEEE, rendu volumique mélangé à des segmentations [HBH03] (Copyright IEEE, rendu volumique en deux temps avec éclairage de [CD12] (Copyright Springer).

L’avantage de pré-segmenter un volume est l’augmentation du niveau de confiance de l’utilisateur, bien que cette étape représente un temps souvent non négligeable, car il est nécessaire de s’assurer de la qualité de la réalisation. En effet, sans cela, la visualisation risque d’induire l’utilisateur en erreur, sans lui donner la possibilité d’estimer cette dernière (autrement que par

étude minutieuse de la visualisation).

## 2.6 Visualisation de données médicales

Une des applications les plus populaires du rendu volumique est la visualisation de données médicales, motivée par l'émergence des technologies comme la tomodensitométrie (anglais : **CT**) et l'**IRM**. Les appareils d'imagerie médicale sont variés, et beaucoup de paramètres qui influent sur les images sont soit des paramètres utilisateurs, soit des secrets du constructeur. Par exemple, il est courant que la formule exacte permettant de transformer le temps qu'a mis une onde en une nuance de gris (dans le cadre de l'imagerie par échographie) soit un secret du constructeur. Similairement, les réglages « fins » de la sonde sont entièrement dépendants des préférences et des habitudes de l'utilisateur.

Bien que les images et les procédés d'acquisitions soient intrinsèquement différents, l'objectif de la visualisation reste identique : permettre à l'utilisateur d'explorer ses données et lui permettre de comprendre des structures clés dans leur contexte géométrique. Le rendu volumique, conçu pour afficher des matériaux semi-transparents imbriqués les uns dans les autres ([section 2.1](#)) est ainsi un mode de visualisation adapté aux problématiques du domaine.

### 2.6.1 Visualisation de données échographiques

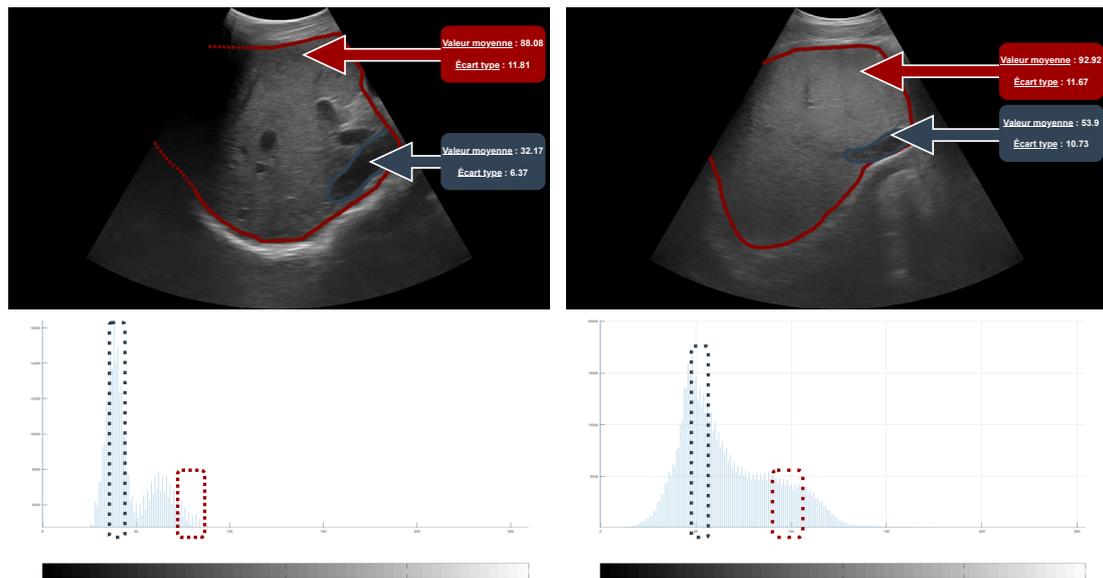
L'utilisation d'images échographiques dans le domaine médical remonte à la première moitié du **xx<sup>e</sup>** siècle et aux travaux des frères Dussik [[SK95](#)]. L'usage du 3D est cependant plus récent [[Bir+14](#)], car les premiers travaux permettant d'obtenir des images volumétriques datent en effet de la fin du siècle dernier et des travaux de Baba [[Bab+89](#); [Pre98](#)]. Les travaux de reconstruction sont poursuivis par Detmer et al. [[Det+94](#)] puis par Prager et al. [[PGB99](#)], qui proposent leur algorithme *Stradx*. Les sondes 3D, permettant d'obtenir directement un volume (aux yeux de l'utilisateur), se développent également à la même période, et deviennent une technologie répandue dès 2002 [[HCG05](#)].

Il devient cependant vite apparent que le manque de standardisation des images est un obstacle majeur à la visualisation des images [[Bir+14](#)]. Comme mentionné brièvement dans la [section 2.6](#), les densités scalaires des images échographiques dépendent fortement de paramètres utilisateurs ou constructeurs. De ce fait, il est courant d'inclure une étape de prétraitement dans les flux de rendu des images échographiques [[SSG95](#)], qui correspond souvent à du traitement spécifique à l'application. Šoltészová et al. se sont intéressés aux problématiques de filtrage des données échographiques [[Šol+12](#); [Šol+14](#); [Šol+16](#)], incluant les données à quatre dimensions (images volumiques dynamiques) et proposent plusieurs algorithmes de filtrage permettant d'améliorer la qualité du rendu. Les auteurs montrent notamment qu'un filtrage dans le temps [[Šol+16](#)] permet de compenser le bruit intrinsèque au matériel d'acquisition. Ces travaux concluent tous qu'une étape de filtrage contribue considérablement à la qualité du rendu, mais que cela n'est pas suffisant pour obtenir une qualité d'image satisfaisante pour la visualisation (ou les structures anatomiques sont nettement identifiables).

Le rendu volumique est *de facto* la technique de visualisation par défaut pour les images d'échographie foetale, car il est possible de visualiser l'acquisition directement, fait important pour la communication praticien-patient [[HCG05](#)]. Les propriétés intrinsèques des images échographiques compliquent cependant le problème et en particulier la confection de fonctions de transfert ([section 2.2](#)).

On note trois obstacles au processus de visualisation [[MS19](#); [Bir+14](#)], illustrés dans la [figure 2.12](#), la [figure 2.13](#) et la [figure 2.14](#) :

- L'**absence de standardisation**, pour les raisons évoquées ci-avant ([figure 2.12](#)).



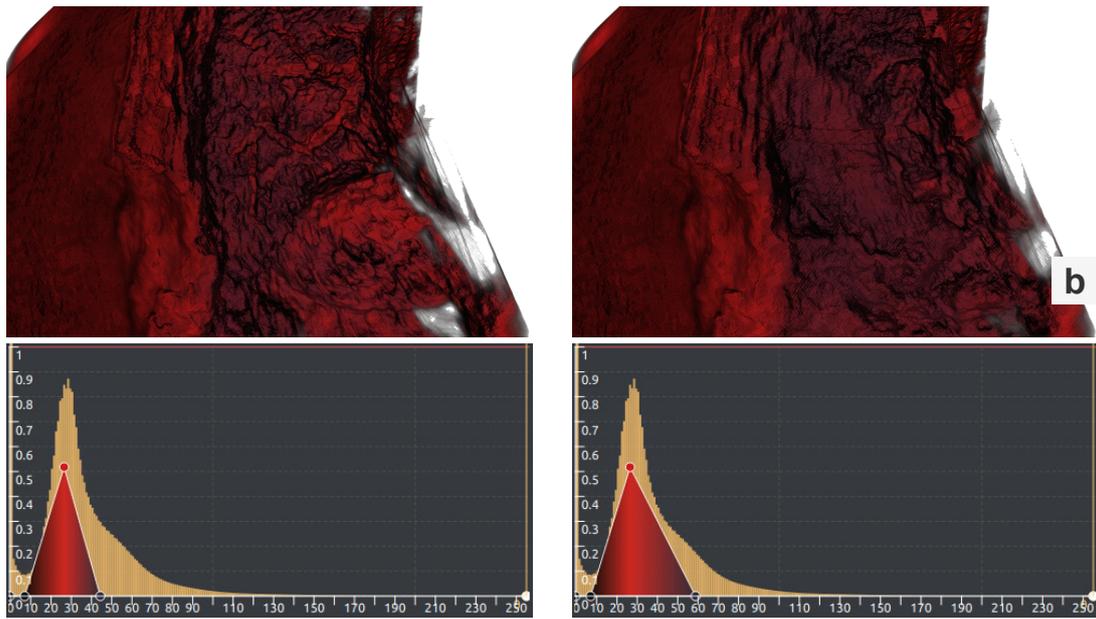
**FIGURE 2.12** – Les images échographiques varient grandement de patient à patient, de praticien à praticien et d’acquisition à acquisition. Si les plages correspondant à certains matériaux physiques sont relativement proches (malgré le bruit, illustré sur la [figure 2.14](#)), la quantité de données correspondant à ces plages n’est pas constante entre les images ou entre les patients (voir histogrammes). Cela affecte entre autres la reconstruction de volumes à partir d’images planaires, et de manière générale la cohérence et la consistance entre les rendus, importants dans un contexte applicatif.

- La **faible plage de variation**,  $N_{u8}$ , implique que même de faibles variations dans les fonctions de transfert peuvent impliquer des changements importants dans l’image obtenue. En comparaison, les densités scalaires sur une image d’un scanner CT correspondant aux structures anatomiques humaines varient dans  $\mathbb{Z}_{i11}$ . [[Hou73](#)] ([figure 2.13](#)).
- Le **bruit ambiant** et autres artéfacts liés à l’acquisition, bien qu’il soit possible de les atténuer en prétraitement, qui font diminuer la qualité visuelle de manière générale ([figure 2.14](#)).

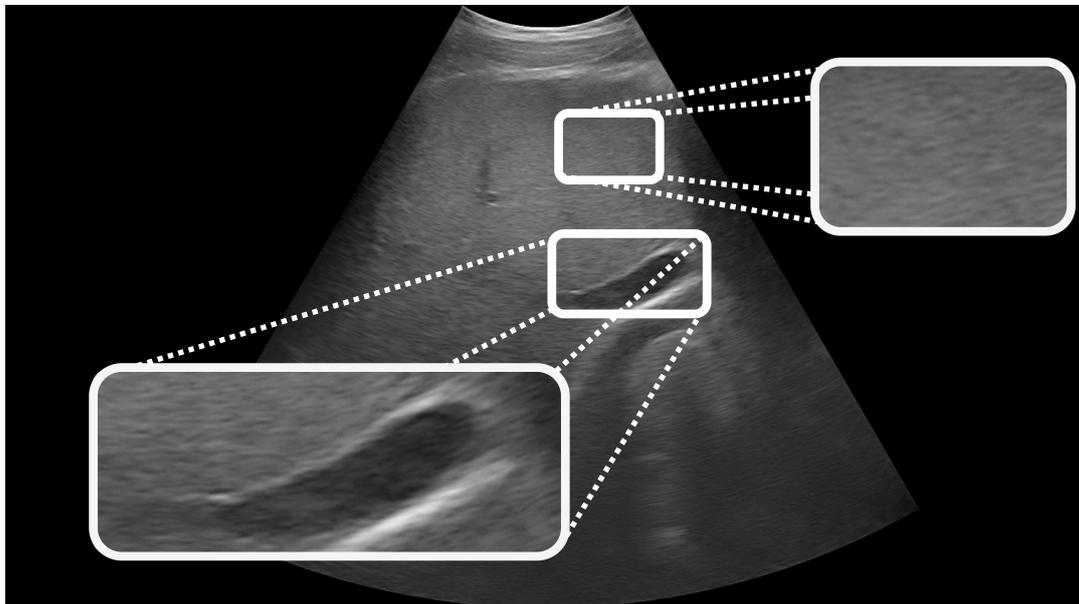
La confection d’une fonction de transfert est un travail laborieux [[Lju+16](#)], rendu d’autant plus difficile dans le cadre de l’échographie, car les données en elles-mêmes sont difficiles à analyser du fait des propriétés décrites ci-avant ([sous-section 2.6.1](#)).

Schulte zu Berge et al. [[Sch+14](#)] proposent néanmoins une approche de fonction de transfert par prédicat qui permet de mettre en avant certaines régions dont les valeurs scalaires sont dans une plage de variation. Le champ d’application de telles méthodes est cependant restreint par les fortes variations des valeurs scalaires ([figure 2.12](#)), qui rendent difficile de systématiser l’approche : les prédicats doivent être modifiés (adaptés) à chaque réglage de sonde et à chaque patient.

Les limitations identifiées par les auteurs justifient notre choix de n’utiliser que des fonctions de transfert simples dans nos méthodes ([chapitre 3](#)). Ces dernières peuvent en effet être employées dans le contexte applicatif ([sous-section 1.3.2](#)) qui impose une restriction quant au temps que l’utilisateur doit passer à établir une fonction de transfert.



**FIGURE 2.13** – Les images échographiques sont des données scalaires dont les densités varient dans  $\mathbb{N}_{us}$ , impliquant que de faibles changements (en absolu) de valeurs scalaires peuvent signifier de fort changements dans le matériau physique représenté. Cela est particulièrement visible sur les volumes reconstruits à partir d’images planaires, lorsqu’ils sont visualisés par rendu volumique direct de par accumulation de « l’erreur » sur le chemin du rayon. Des changements dans la fonction de transfert, même limités (ici, environ +10 sur le dernier point) entraînent des modifications clairement visibles sur le rendu.



**FIGURE 2.14** – De par la nature même du procédé d’acquisition, les images échographiques sont bruitées. Ledit bruit se traduit typiquement par l’apparition de motifs hautes fréquences, qui le plus souvent ont une *certaine* signification physique (les structures physiques ne sont que rarement homogènes et ne transmettent ainsi pas l’onde sonore de la même façon). Naturellement, la nature exacte de ces artefacts dépend également du fabricant et des capteurs utilisés.

## 2.7 Synthèse

Les principaux leviers de manœuvre pour moduler l'aspect du rendu volumique sont les **fonctions de transfert** et le **modèle d'éclairage** employé. Les fonctions de transfert permettent à la fois de sélectionner les régions visibles [Lju+16], de leur attribuer un matériau [IZM18] et même d'implémenter un modèle d'éclairage par volume [BG05]. Tout cela n'est cependant possible que **sous réserve que le champ volumétrique remplisse certaines propriétés**, typiquement de **régularité** [BG05] et de standardisation (analogue à l'échelle d'Hounsfield [Hou73]) [Sch+14; IZM18] **que les champs scalaires d'images échographiques** (qui font l'objet de ce manuscrit, voir [section 1.3](#)) **ne vérifient a priori pas**. Le coût en temps nécessaire pour concevoir des fonctions de transfert complexes est de plus difficilement acceptable dans les applications de visualisation intra-opératoire qui nous intéressent ([sous-section 1.3.2](#)).

Un modèle d'éclairage efficace permet de mettre en évidence certaines régions clés dans le champ scalaire visionné, avec un aspect auquel l'œil humain est naturellement habitué. Les techniques photoréalistes par volume d'illumination [SR15], d'une part, ont cependant un coût en ressources mémoire élevé, et introduisent le besoin de placer des sources de lumière dans la scène avant chaque visualisation, qui sont tous deux difficilement compatibles avec les contraintes matérielles ([sous-section 1.3.1](#)). En particulier, placer des lumières dans une scène où la position du champ dépend du capteur est le facteur le plus limitant.

Les techniques par Monte Carlo [Eng16; Kra+20], d'autre part, permettent d'approximer plus précisément l'[équation 2.1](#) posée par Nishita et al., cependant le temps d'attente avant la convergence des images produites ne se prêtent pas non plus aux applications de visualisation intra-opératoire ([sous-section 1.3.2](#)).

Un constat général sur l'état de l'art dans l'éclairage dans le rendu volumique direct est qu'il est difficile d'employer les techniques établies pour le rendu surfacique : la plupart des méthodes utilisent l'information de la géométrie (solide) dans la scène, et nécessitent de ce fait d'être adaptées, voire complètement retravaillées pour le rendu volumique direct.

C'est dans cette optique que nous proposons le rendu volumique basé **TROA** : un nouveau mode de rendu volumique direct, basé sur un nouveau type d'iso-surface, les surfaces **TROA**. Nous montrons dans le chapitre suivant que notre méthode est capable de produire des résultats satisfaisants même en utilisant des fonctions de transfert simples (typiquement, unidimensionnelles, linéaires par morceaux), et que les surfaces **TROA** permettent d'employer certaines techniques connues dans le contexte du rendu surfacique directement pour le rendu volumique direct. Nous montrons dans le [chapitre 4](#) que le rendu volumique basé **TROA** est adapté au rendu d'images médicales, et qu'il est intégrable dans le cadre des applications ciblées par le projet Disrumpere ([chapitre 5](#)).

---

# 3. Rendu volumique direct expressif basé TROA

---

## Résumé

---

Ce chapitre décrit notre nouvelle méthode de rendu volumique, basé sur l'extraction d'un nouveau type d'iso-surface, que nous avons baptisée *surface TROA*. Notre méthode supprime tout besoin de structures de données complexes ou consommatrices de ressources mémoire, tout en étant compatible et exécutée intégralement sur GPU.

Nous présentons tout d'abord un aperçu du processus de rendu. Nous nous attardons ensuite sur les différents aspects de la construction de surfaces TROA (section 3.3), et leur rôle dans le processus de rendu (section 3.4, section 3.5).

Nous illustrons ensuite la méthode sur plusieurs jeux de données, incluant des données de références (non médicales), que nous utiliserons pour montrer la robustesse de la méthode (section 3.6).

Nous concluons ce chapitre par les potentiels futurs travaux qui pourront étendre le travail que nous proposons ici.

### Note :

**Ce chapitre est organisé de telle sorte à refléter notre publication (en cours) dans *Computer Graphics Forum* en développant les éléments clés.**

Les mentions de [Duh\*24] sur les figures présentées indiquent les images obtenues par notre méthode.

### Illustrative Direct Volume Rendering using Thresholded Ray Opacity Accumulation

Par

*Erwan Duhamel, Jonathan Sarton, Jacques Marescaux, Flavien Bridault,  
Alexandre Hostettler et Jean-Michel Dischler*

## Éléments clés

Nous proposons :

- Un nouveau type d'iso-surface, les surfaces TROA. Ces surfaces dépendent du point de vue, sont numériquement stables et ne nécessitent pas de structure de donnée particulière (section 3.3). Nous montrons que ces surfaces sont robustes aux changements de paramétrisation, et qu'il est possible de les utiliser à différentes étapes clés dans le processus de rendu.
- Un pipeline de rendu permettant d'utiliser les surfaces TROA dans le contexte du rendu volumique direct (section 3.4). Nous montrons de plus que les surfaces TROA permettent d'utiliser des effets de *deferred shading* connu pour le rendu surfacique dans le contexte du rendu volumique sans adaptation particulière (section 3.5).

## 3.1 Généralités et motivations

Nous décrivons dans ce chapitre notre nouvelle approche de rendu volumique direct qui diffère des méthodes existantes que nous avons résumées au [chapitre 2](#) d’une part par la composition des échantillons récoltés le long du rayon traversant le volume de données et d’autre part par le calcul d’éclairage appliqué. Notre travail est inspiré par certains travaux qui consistent à classer l’opacité le long des rayons pour appliquer différentes techniques d’éclairage basées sur cette classification [[Zho+14](#); [Yan+15](#)]. Comme [[Kno+09](#)], qui mélange le rendu volumique direct avec le rendu d’iso-surface, nous introduisons un modèle mixte de surface reconstruite « par pixel » et de rendu semi-transparent. Notre approche cherche à répondre aux exigences que nous avons évoquées dans la [sous-section 1.3.2](#) du [chapitre 1](#). Elle permet de combiner les bénéfices des deux techniques de rendu (indirect et direct), tout en mettant l’accent sur certaines parties du volume et tout en préservant la visibilité de l’ensemble du contexte volumétrique. Nous nous appuyons sur une surface dépendante du point de vue, qui n’est pas déterminée en fonction d’une valeur liée aux données (iso-valeur), mais qui utilise l’accumulation de l’opacité le long des rayons en appliquant ensuite un seuillage. Cette méthode diffère également des modèles courants tels que la projection de l’intensité maximale, plus connue sous sa nomination anglo-saxonne, *Maximum Intensity Projection (MIP)* ou à *Maximum Intensity Difference Accumulation (MIDA)* [[BG09](#)], l’accumulation de la différence d’intensité maximale, et des méthodologies similaires à [[Wie+12](#)], basées sur une analyse des variations locales d’opacité le long du rayon.

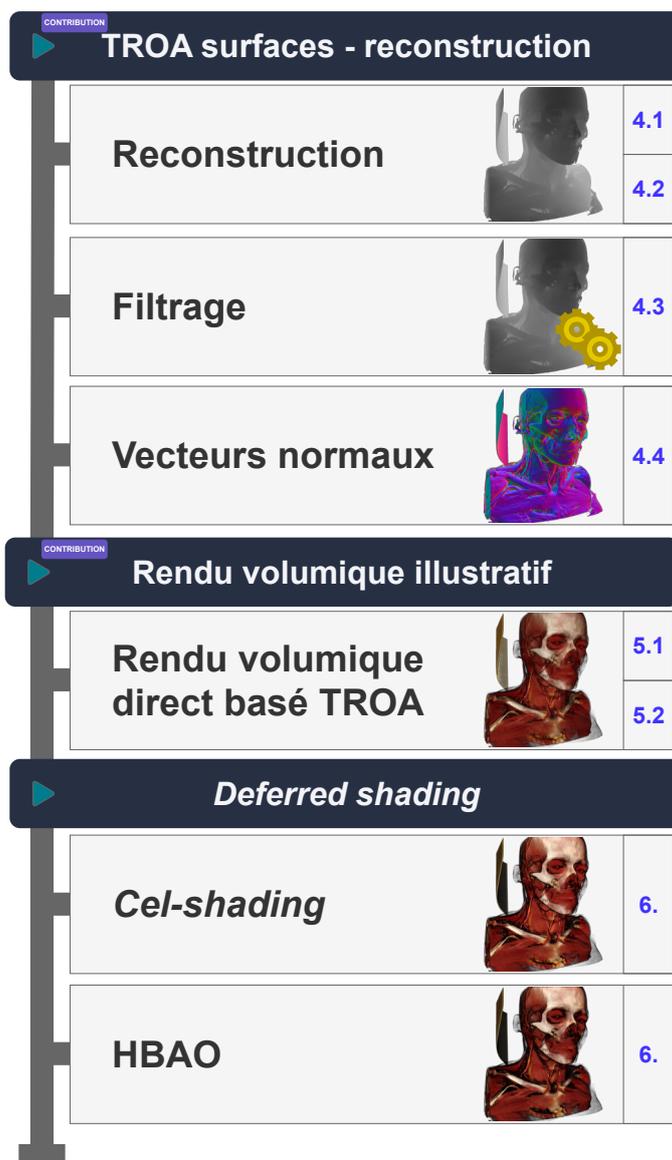
La nouvelle surface que nous définissons et que nous appelons **TROA** offre une certaine « stabilité numérique », contrairement aux iso-surfaces qui peuvent souffrir de changements importants et soudains, même lorsque l’iso-valeur ne change que très peu. Par cette stabilité, nous entendons donc garantir de faibles impacts sur le rendu en fonction de petites variations de paramétrage. Notons par ailleurs que par construction, cette surface évite d’engendrer des pics locaux contrairement, aux iso-surfaces classiques et donc la nécessité d’une éventuelle structure de données accélératrice associée. Outre la définition d’une nouvelle surface, nous proposons également un nouveau style de rendu illustratif, visant à montrer comment la combinaison de différentes techniques de calcul d’éclairage simples et temps réel peut améliorer de manière significative l’expressivité des images médicales rendues, et ceci sans calculs complexes de transport de la lumière.

Dans la section suivante, nous commençons par une vue d’ensemble de notre méthode. Chacun de ses constituants est ensuite décrit et commenté.

## 3.2 Vue d’ensemble

Le pipeline de rendu que nous proposons se constitue de trois étapes clés, exécutées *séquentiellement* sur **GPU** ([figure 3.1](#)). Toutes les étapes décrites dans cette section sont exécutées pour chaque image : elles font *toutes* partie du processus de rendu.

**Construction d’une surface TROA.** Notre technique de visualisation repose sur l’extraction d’une surface, que nous représentons sous la forme d’une image de profondeur, qui est déterminée à l’aide de la classification par une fonction de transfert d’opacité. Ladite surface est extraite à l’aide d’une passe de tracé de rayon volumique hors-écran, qui ne tient compte que de l’opacité de chaque échantillon, et le rayon est arrêté lorsque l’opacité accumulée atteint un certain seuil, défini par l’utilisateur. La position à laquelle le rayon s’arrête définit un point pour chaque pixel de l’image, qui correspond à une surface dépendante de la vue, que nous nommons surface **TROA**. Afin de limiter les artefacts visuels créés par l’échantillonnage du volume (et donc de l’intégrale du rendu volumique [équation 2.3](#)), nous proposons une technique d’échantillonnage adaptatif, qui permet d’estimer précisément chaque point. Cette technique d’échantillonnage, inspirée



**FIGURE 3.1** – Vue d’ensemble de notre processus de rendu. Les trois premières étapes sont des passes hors écran qui construisent nos nouvelles surfaces TROA et améliore leur qualité initiale à l’aide de filtres (section 3.3). La quatrième étape est une passe de rendu volumique direct utilisant notre nouvel algorithme permettant d’exploiter les surfaces TROA section 3.4. Enfin, les deux dernières étapes appliquent des effets visuels ayant pour but de rajouter de l’emphase sur les surfaces, afin d’améliorer l’expressivité du contexte volumétrique. Pour cela, nous utilisons deux techniques de l’état de l’art, l’*Horizon-Based Ambient Occlusion* - Occlusion ambiante basée horizon (HBAO) et le *cel-shading*, et montrons qu’il est possible de les utiliser dans le contexte du rendu volumique direct (section 3.5).

de la descente de gradient, n’est pas impactée par les problèmes couramment rencontrés pour l’extraction d’iso-surfaces « classiques » basées sur les valeurs scalaires du volume, car l’intégrale que nous évaluons est une fonction strictement croissante sans extremum local. Cette propriété garantit une convergence numérique rapide et supprime tout besoin de structure de donnée construite sur la base des données comme on en retrouve dans les travaux de Liu et al. [LCD15] ou similaires. Tout comme pour les iso-surfaces classiques, les surfaces TROA sont sensibles au bruit, qui se traduit par l’apparition de petits « sauts » localisés. Pour réduire ce bruit, nous proposons de lisser

les surfaces à l'aide d'un filtre non-linéaire de l'état de l'art, qui préserve les grands sauts et réduit les plus faibles. Enfin, afin de permettre l'utilisation des surfaces TROA dans le reste du processus de rendu, nous calculons les normales à la surface.

Cette étape est décrite dans la [section 3.3](#).

**Rendu volumique direct illustratif multimatériaux.** Nous proposons une nouvelle méthode pour apporter des nuances aux couleurs dans le contexte du rendu volumique direct. Notre méthode utilise les surfaces TROA comme support pendant le tracé de rayon volumique, nous permettant notamment de combiner plusieurs modèles d'éclairage le long du rayon.

Cette étape est décrite dans la [section 3.4](#).

**Deferred shading dans le contexte du rendu volumique.** Un processus de rendu intégrant des surfaces TROA permet d'utiliser des techniques issues de l'état de l'art dans le *deferred rendering* qui sont autrement difficiles à introduire dans le rendu volumique direct. La géométrie décrite par les surfaces TROA peut en effet être utilisée pour diverses applications en espace écran, de la même façon que cela est possible pour le rendu surfacique. Nous illustrons ces propos en implémentant deux méthodes, qui, pour autant que nous le sachions, n'ont pas encore été portées dans le contexte du rendu volumique : l'HBAO de Bavoil et al. [BSD08] et une imitation du *cel-shading* dans le style de Takizawa et al., tel que décrit et annoté dans les illustrations de [Nin17b]. On notera que ces effets existent déjà sous une forme spécifique au rendu volumique direct, respectivement [ADM10; HLY10; Kra+20] et [Kin+03; BG05; BG07b; RBG07]. Aucun de ces travaux ne repose cependant sur le même concept d'une géométrie implicite dans le volume. Nous noterons également que notre sélection des travaux [BSD08; Nin17b] est arbitraire : nous aurions pu choisir un autre modèle pour l'occlusion ambiante, tel que [Mit07; Slo+13; Jim+16; Gau20] ou un autre style artistique pour le *cel-shading*, tel que [SEG00; Nin02; SEG16; COG20]. Nous avons cependant choisi de nous limiter à des travaux établis et documentés (artistiquement, pour le second), car nous estimons en effet qu'une étude complète des modèles et styles les plus adaptés irait au-delà du cadre de notre travail.

Cette étape est décrite dans la [section 3.5](#).

## 3.3 Construction et filtrage des surfaces TROA

### 3.3.1 Reconstruction

Pour chaque image affichée à l'écran, nous construisons d'abord une image de profondeur qui représente une surface TROA par une accumulation d'opacité lors d'une première passe de tracé de rayon volumique réalisée hors écran (dont le résultat n'est jamais directement affiché). La surface est définie par un seuil d'opacité fixé par l'utilisateur, que nous noterons  $th$ . Nous expliquerons ci-après que nous utilisons en pratique deux seuils :  $th_l$  et  $th_h$ , tels que  $0 \leq th_l \leq th_h \leq 1$ . Pour faciliter les explications, considérons cependant un seul seuil. Pour chaque fragment, le rayon est échantillonné le long du volume en partant de la face avant (qui fait face à l'angle de vue). À chaque échantillon, nous vérifions si l'opacité accumulée a atteint  $th$ . Si le seuil est atteint, nous enregistrons la position 3D correspondante, et si le seuil n'est pas atteint à la fin de la traversée du volume, nous ignorons simplement le fragment. Une fois que tous les fragments de l'image ont été traités de la sorte, la profondeur en Z (et la position XYZ associée) peuvent être interprétées comme une géométrie, et plus précisément comme une surface à l'intérieur du volume. On notera que plus le seuil d'opacité est faible, plus cette passe de tracé de rayon hors écran sera rapide.

**Surface TROA et iso-surface basée sur les valeurs scalaires.** Par définition, une surface TROA est également une iso-surface. En tant que telle, nos surfaces n'ont pas vocation à se comparer aux techniques de segmentation, car elles n'ont pas pour objectif de correspondre à un seul

« objet » (structure) dans les données. Une surface TROA se distingue d'une iso-surfaces basée sur les valeurs scalaires dans le sens où les techniques qui utilisent directement un lancer de rayon pour approcher l'iso-surface (donc n'utilisant pas une triangulation, de type *marching cubes*) doivent adopter une technique d'échantillonnage parfaitement bien calibrée pour ne pas rater la cible. Cette difficulté est illustrée par la [figure 3.2](#). Elles doivent de surcroît utiliser des critères discriminants pertinents lorsque plusieurs points d'intersection sont possibles le long du rayon. Nos surfaces TROA sont cependant basées sur l'intégrale du rendu volumique ([équation 2.3](#), [équation 2.4](#)) restreinte à l'opacité sur le domaine du rayon. L'opacité est une grandeur positive ou nulle, impliquant que l'intégrale est une fonction monotone croissante le long du rayon, et que ses valeurs sont toutes positives ou nulles. Ces propriétés permettent, par le théorème des valeurs intermédiaires, de garantir qu'il existe au plus une seule iso-valeur TROA pour toute configuration dans laquelle le seuil  $th$  ne dépasse pas le  $sup$  de l'intégrale, auquel cas il n'y a pas d'intersection. Cette garantie est particulièrement utile dans le domaine discret, car elle implique qu'il n'y a pas de risque de « se tromper » de cible, même en présence de variations haute fréquence, sous l'hypothèse que la fréquence d'échantillonnage soit adaptée et l'intégrale continue. Nous pouvons de surcroît supprimer toute structure spatiale supplémentaire visant à conditionner la traversée de rayon pour la recherche de pic, toujours grâce à cette garantie d'unicité de la solution. Enfin, nous pouvons garantir que les faibles variations du seuil entraînent des variations bornées, dont les bornes sont uniquement dépendantes des variations de l'intégrale autour du point. Sous l'hypothèse de continuité de l'intégrale et sous l'hypothèse supplémentaire de sa dérivabilité (qui, dans notre contexte, est vérifiée du fait des propriétés du modèle d'émission-absorption), cette erreur est quantifiable pour le jeu de données en analysant l'intégrale sur le chemin complet :

$$|v| \leq \max \left( \left| \frac{d_-}{ds} \int_{dvr} f(t) \right|, \left| \frac{d_+}{ds} \int_{dvr} f(t) \right| \right) \quad (3.1)$$

Où :

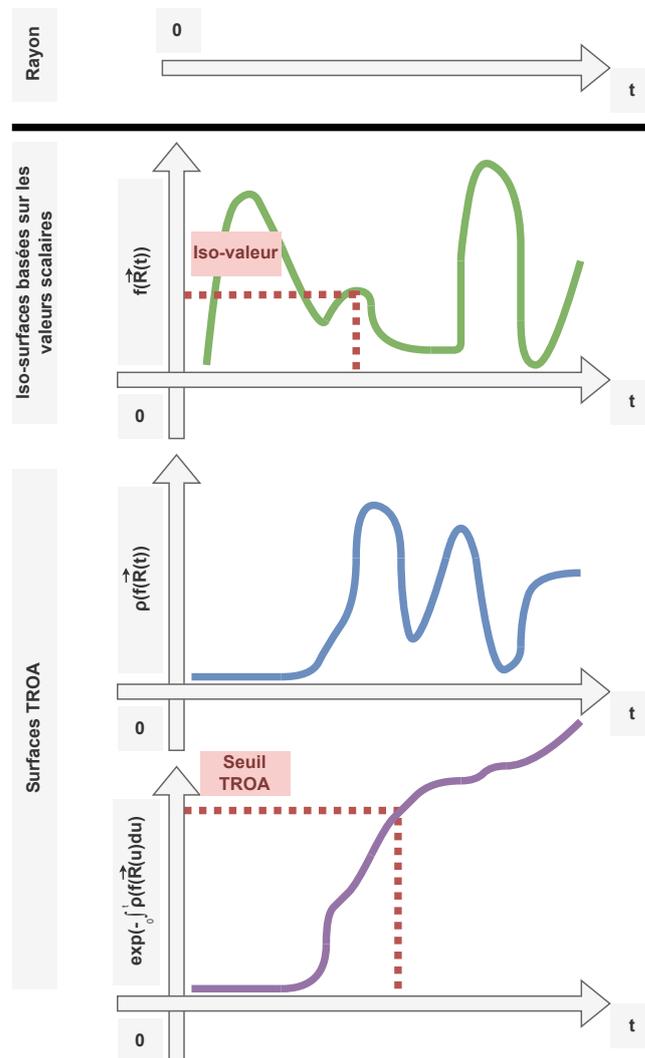
- $v$  désigne l'intensité causée par un changement de seuil.
- $t$  désigne un point sur le rayon.
- $\int_{dvr}(t)$  désigne la valeur de l'intégrale au point  $t$ .
- $\frac{d_-}{ds} f$  (resp.  $\frac{d_+}{ds} f$ ) désigne la dérivée à gauche (resp. à droite) de la fonction  $f$  selon  $s$ .

Les iso-surfaces basées sur les valeurs ne fournissent pas de telles propriétés, et en particulier ne peuvent pas garantir l'ampleur de variations lorsque l'iso-valeur change. Par exemple, sur la [figure 3.2](#), rangée du haut : un changement d'un  $\epsilon$  engendrerait un décalage complet vers un autre pic, alors qu'un changement de valeur TROA sur la rangée du bas n'engendrerait que de faibles variations.

### 3.3.2 Échantillonnage adaptatif

En utilisant un algorithme naïf d'échantillonnage régulier, s'arrêter une fois le seuil atteint créerait des artéfacts visuels de par le manque de précision, comme des discontinuités sur la surface, des « sauts » imprévisibles sur les normales ou autres ([figure 3.3](#)). Il n'y a en effet a priori aucune garantie que deux fragments adjacents dépassent le seuil d'opacité à deux positions spatialement proches (à des profondeurs similaires) : les variations de l'intégrale ne sont a priori pas identiques pour deux rayons quelconques. Utiliser un pas d'échantillonnage extrêmement faible ne constitue malheureusement pas une solution viable du fait de l'impact de cette pratique sur les performances du rendu. Le problème est de plus complexifié par la définition d'une surface TROA : l'accumulation d'opacité dépend de l'ordre dans lequel les opérations sont effectuées, signifiant que les algorithmes classiques d'optimisations (dichotomie, etc.) nécessitant des accès aléatoires ne sont pas applicables dans ce contexte.

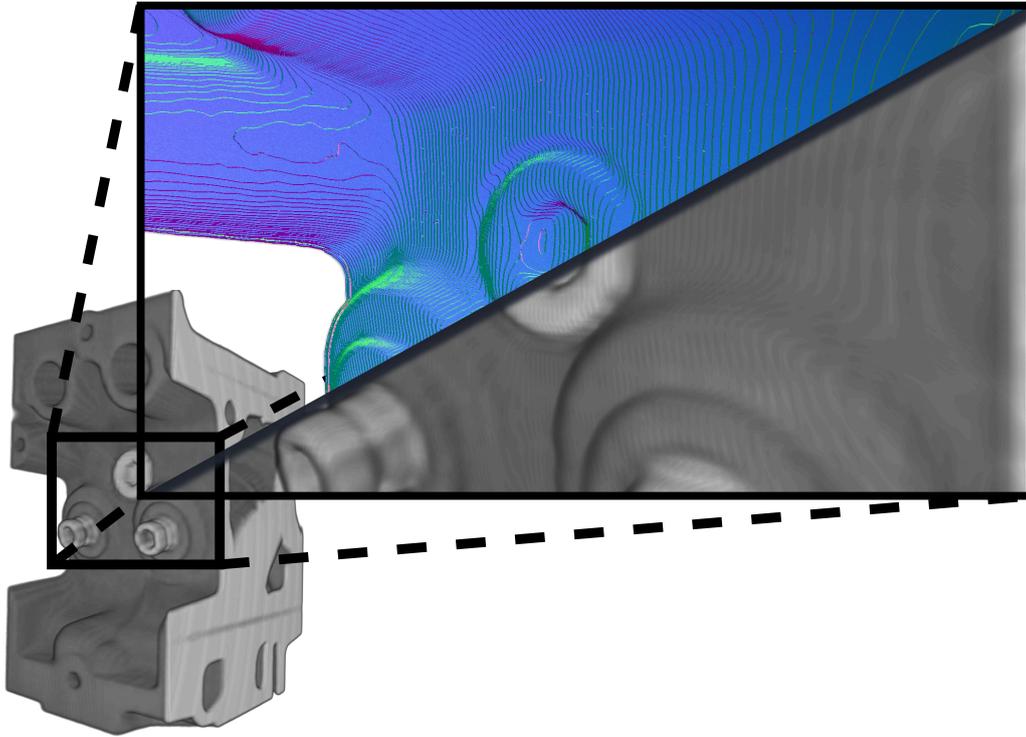
Nous pouvons cependant optimiser la recherche en utilisant pour commencer un échantillonnage régulier classique, puis raffiner le pas lorsque nous approchons du point cible. Tout d'abord,



**FIGURE 3.2** – Différence entre le processus d’extraction de surfaces TROA (bas) et le processus analogue pour les iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires (haut), sous les notations de [Kno+09]. Alors que les valeurs rencontrées le long du volume peuvent varier arbitrairement d’un échantillon à l’autre, potentiellement avec plusieurs extrema locaux, qui peuvent persister après application d’une fonction de transfert (milieu), l’accumulation d’opacité est une grandeur croissante monotone. Cela facilite grandement la détermination précise du point d’intersection correspondant à « l’iso-valeur » (le seuil d’opacité), et rend l’exploration du volume de données plus consistante, car l’influence d’un changement de seuil n’est pas affectée par les changements imprévisibles dans les valeurs scalaires.

nous procédons à un échantillonnage classique, en partant de la « face » visible du volume, jusqu’à ce que l’opacité atteigne ou dépasse  $th$ . En d’autres mots, nous cherchons  $k \in \mathbb{N}$  tel que  $a_k \geq th$  et  $a_{k-1} \leq th$ , où  $a_n$  désigne l’opacité à l’échantillon  $n$ . Puis, nous reculons d’un pas et recommençons à l’échantillon  $k - 1$ , mais avec un plus faible pas d’échantillonnage (figure 3.4). Ceci peut être répété un nombre arbitraire de fois, en diminuant le pas d’échantillonnage à chaque itération, jusqu’à atteindre la précision souhaitée. Comme l’accumulation d’opacité peut être vue comme une suite définie par récurrence, il est trivial de « revenir » un échantillon en arrière,

car il suffit de garder en mémoire la valeur précédente. On notera que la différence entre les deux précédentes accumulations  $a_k - a_{k-1}$  correspond également au gradient de la fonction d'accumulation  $a$ , qui peut être utilisé comme indicateur pour choisir le pas d'échantillonnage. Notre critère est une fonction linéaire de la forme  $(th - a_k)/(a_k - a_{k-1})$ , permettant de rendre le pas plus faible lorsque  $a_{k-1}$  approche  $th$ .



**FIGURE 3.3** – Artéfacts typiques causés par le tracé de rayon volumique et leur impact sur les surfaces TROA. Quadrant **haut** : Vecteurs normaux à une surface TROA, ici choisie de telle sorte à ce qu'elle corresponde à la silhouette du moteur. Quadrant **bas** : Zoom sur le rendu volumique.

Nous avons empiriquement remarqué qu'un seul seuil d'opacité cause régulièrement la création de grandes zones vides (pour lesquelles aucune surface TROA n'est reconstruite) aux bords des images, les rendant moins intelligibles. De telles régions apparaissent typiquement lorsque l'angle de vue change, car le rayon est susceptible de traverser soudainement une région où l'opacité accumulée est *légèrement* plus faible que pour le point de vue précédent. Nous proposons de ce fait d'utiliser deux seuils :  $th_l$  et  $th_h$ , tels que  $0 \leq th_l \leq th_h \leq 1$  (figure 3.4, figure 3.5). En d'autres mots, nous définissons deux surfaces TROA dans le volume, que nous combinons en une seule par l'algorithme suivant : si une surface correspondant à  $th_h$  existe, alors nous l'utilisons, sinon nous utilisons celle définie par  $th_l$ . Si aucune n'existe, alors aucune surface n'est définie pour le fragment. À noter qu'une stratégie similaire a été employée dans un autre contexte par Martin et al. [Mar+19]. Dans leurs travaux, les seuils sont fixes, et la profondeur résultante est utilisée comme métrique pour un réseau de neurones qui génère un champ lumineux. Comme rien ne permet de garantir, même avec un seul seuil, que deux fragments adjacents produiront deux points proches dans l'espace, utiliser deux seuils ne cause pas d'artéfacts supplémentaires sur les surfaces.

Nous insistons une nouvelle fois sur le fait que cette méthode n'a pas pour but de répondre aux problèmes causés par des discontinuités de l'intégrale du rendu volumique, et discutons des potentielles améliorations quant à cela dans le chapitre 6.

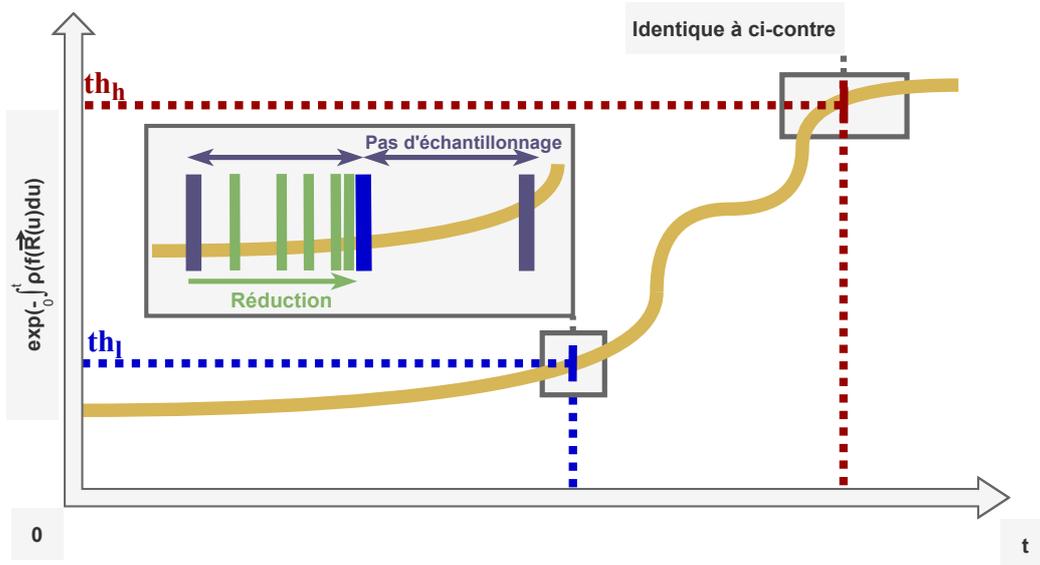


FIGURE 3.4 – Schéma de principe de notre méthode d'échantillonnage adaptatif.

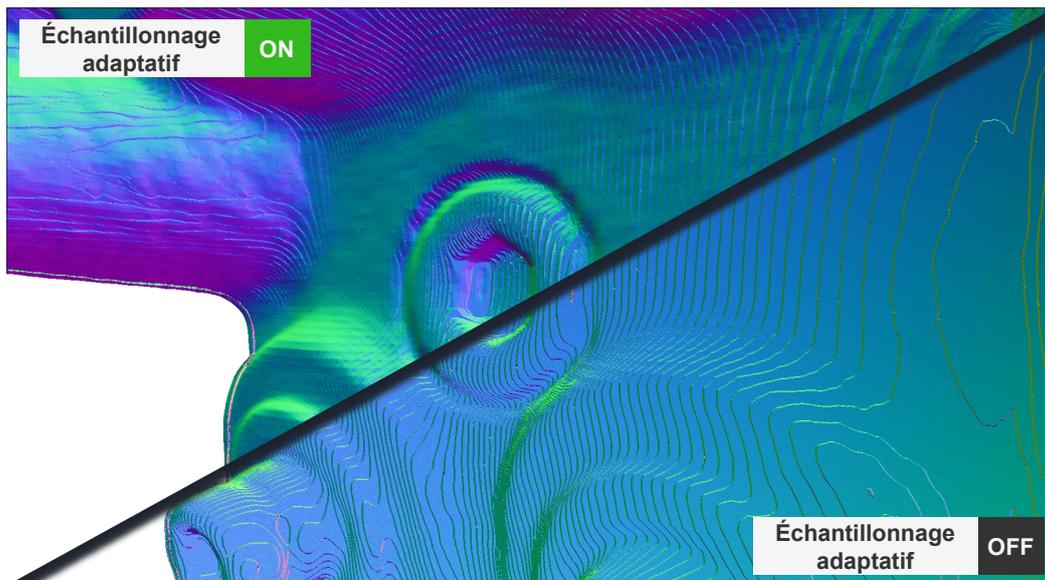
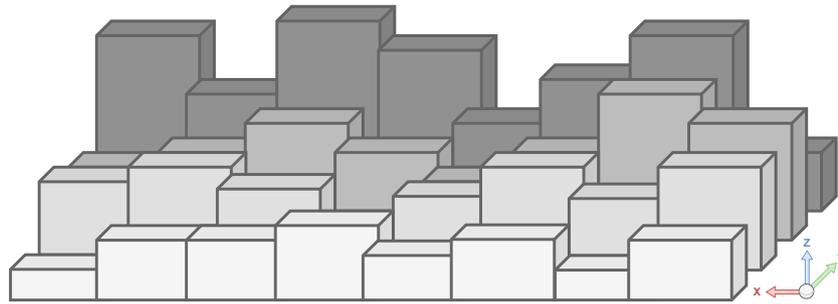


FIGURE 3.5 – Influence sur la qualité d'une surface TROA. Notre méthode d'échantillonnage adaptatif permet de diminuer l'influence des artefacts causés par le tracé de rayon volumique. Les performances sont similaires (respectivement 59 images par seconde et 68 images par seconde pour la moitié haute et pour la moitié basse sur une carte NVIDIA RTX™2080 Ti). Les seuils et le point de vue sont identiques à ceux de la figure 3.3.

### 3.3.3 Amélioration par filtrage

Les surfaces TROA présentent typiquement des irrégularités très localisées, même après un échantillonnage précis tel que décrit dans la section précédente. Il est commun que deux fragments adjacents arrivent à des positions spatiales proches, mais légèrement différentes (figure 3.6), causant une forme de « bruit » qui se répercute sur les normales à la surface.

Nous proposons d'appliquer un lissage exponentiel en deux passes basé sur celui utilisé pour le post-traitement des caméras de profondeur Intel® RealSense™ [Int19], qui a pour but d'éliminer les



**FIGURE 3.6** – Représentation schématique d'un profil typique de surface TROA centrée sur une région qui semble « plate » à l'œil humain. La hauteur  $Z$  de chaque parallélépipède représente la profondeur au fragment  $\{X, Y\}$ . Les erreurs liées aux nombres à la virgule flottante et celles causées par les interpolations introduisent une forme de bruit, qui « pollue » notamment les normales à la surface et réduisent la qualité finale du rendu.

variations de faible intensité (le bruit) et de conserver les plus importantes, essentielles pour nuancer correctement les couleurs à ces endroits. Nous préférons ce filtre à d'autres filtres non-linéaires (bilatéral, etc.) du fait de sa faible complexité spatiale, permettant une exécution rapide au sein du pipeline de rendu. Nous utilisons les paramètres par défaut suggérés par Intel® ( $\alpha == 0.6$  et  $\delta_{thres} == 8.0$ ) et les faisons varier linéairement avec la taille du volume. Ce filtre est appliqué sur toute la texture, comme si nous utilisions un filtre bilatéral.

### 3.3.4 Calcul des vecteurs normaux à la surface

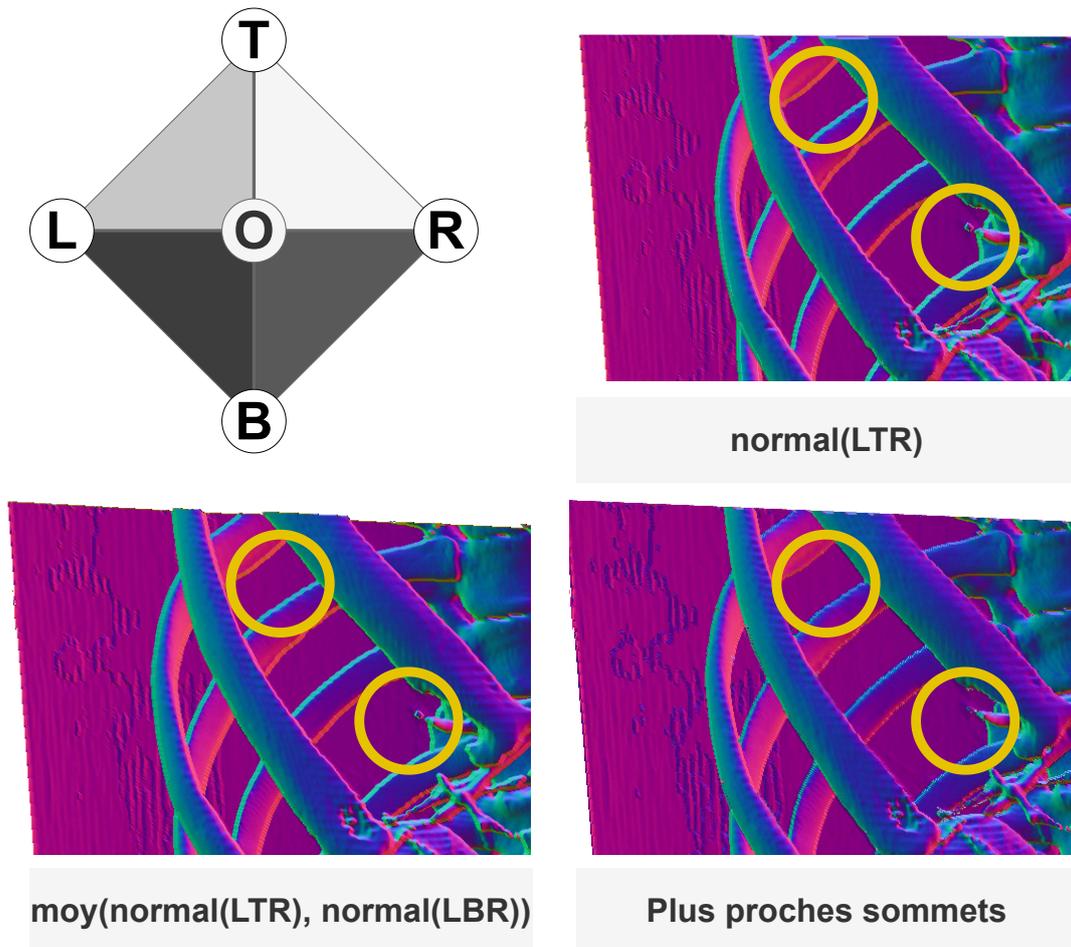
Afin d'utiliser les surfaces TROA pour l'éclairage et les effets de *deferred shading* décrits dans la section 3.5, nous proposons de déterminer les vecteurs normaux à cette surface en une passe dédiée. L'empreinte mémoire de la texture supplémentaire requise, de la même taille que l'image affichée à l'écran, est le plus souvent négligeable comparée au volume de données en lui-même, qui occupe déjà un espace considérable (un volume de  $256^3$  aux valeurs dans  $\mathbb{N}_{u8}$  occupe **16** MB, alors qu'une texture  $1920 \times 1080$  au format *R8G8B8* occupe environ **6** MB).

Calculer des vecteurs normaux dans une passe dédiée est une approche connue et éprouvée par les travaux et produits commerciaux incorporant un chemin de rendu par *deferred shading* [Dee+88; ST90; Air+11]. Les approches classiques incluent le calcul du produit vectoriel des différences finies en  $X$  et en  $Y$ , ou encore la construction d'un rectangle en inspectant les positions des quatre fragments adjacents. Notre implémentation utilise la méthode notamment employée dans l'implémentation de référence de [BSD08], [NVI22] et dans certains produits commerciaux tels que [Tur24]. La technique consiste à construire quatre triangles pour chaque fragment, dont les sommets sont les positions  $XYZ$  stockées dans les fragments adjacents de la texture obtenue par la passe de rendu précédente. Le triangle sélectionné est celui dont les sommets sont les plus proches de la position  $XYZ$  stockée dans le fragment courant.

Bien que la justification du choix de cette méthode sur une autre soit avant tout expérimentale, nous proposons une comparaison informelle entre différentes méthodes sur la figure 3.7, qui montre que la méthode que nous avons sélectionnée permet de limiter l'ampleur des artéfacts de reconstruction et les variations à hautes fréquences, deux points clés pour l'éclairage.

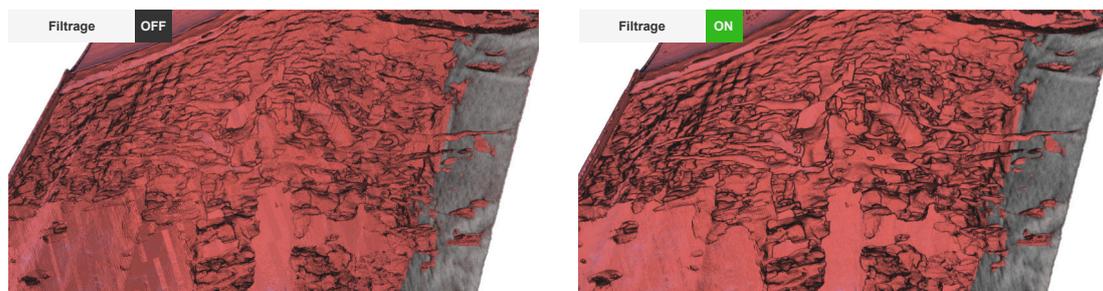
### 3.3.5 Influence sur le rendu

Nous proposons d'illustrer chaque étape présentée jusqu'à présent sur le jeu de données **e** (tableau 3.1). Les modèles d'éclairages, seuils TROA, fonctions de transferts et taux d'échantillonnages sont identiques entre les images.



**FIGURE 3.7** – Différentes méthodes aux performances similaires pour effectuer le calcul des normales aux surfaces TROA en espace écran, illustrées sur le jeu de données **a** (tableau 3.1) Quadrant **haut, gauche** : fragment courant (*O*) et fragments adjacents (*T, B, R, L*). Une approche naïve consistant à choisir un seul triangle fixe ou à moyenner des vecteurs normaux cause des artefacts intenses (ligne du haut, colonne de droite et ligne du bas, colonne de gauche). Choisir un triangle distinct pour chaque fragment permet cependant de réduire leur intensité, même si des irrégularités sont toujours visibles.

### 3.3.5.1 Filtrage des surfaces TROA

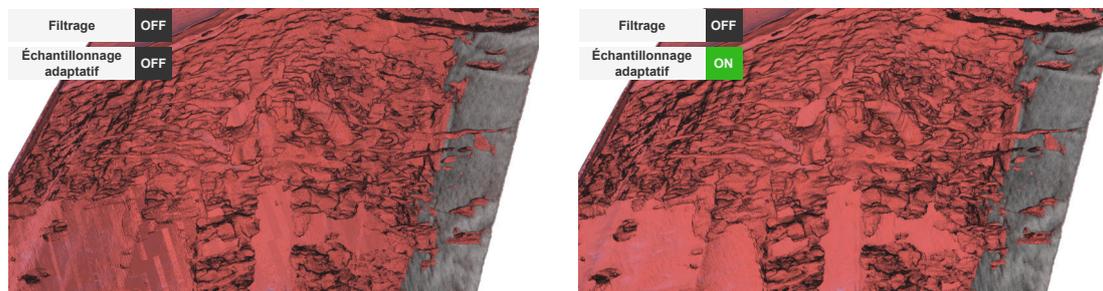


**FIGURE 3.8** – Influence de l'étape de filtrage sur les surfaces TROA. Le filtrage permet de renforcer très nettement les contours aux transitions, mais ne permettent pas de limiter les artefacts visuels intrinsèques au tracé de rayon volumique. Ces derniers sont observables sur la version numérique du document.

Le filtrage (sous-section 3.3.3) permet de renforcer les contours, qui deviennent caractérisés par des traits plus épais (visibles au centre de l'image, par exemple). De la sémantique visuelle apparaît également en arrière-plan, et plus généralement, l'image devient moins « brumeuse » (figure 3.8).

On notera cependant que filtrer les surfaces TROA n'est pas suffisant pour supprimer les artéfacts intrinsèques au tracé de rayon volumique, qui sont observables sur toute l'image sur la version numérique de ce document. Les « cubes » qui apparaissent sur l'image de gauche, causés par l'utilisation d'une structure accélératrice (une géométrie de proxy telle que présentée dans [RV06]) sont fortement atténués, mais restent toujours visibles (en bas à gauche, au premier plan par exemple).

### 3.3.5.2 Échantillonnage adaptatif

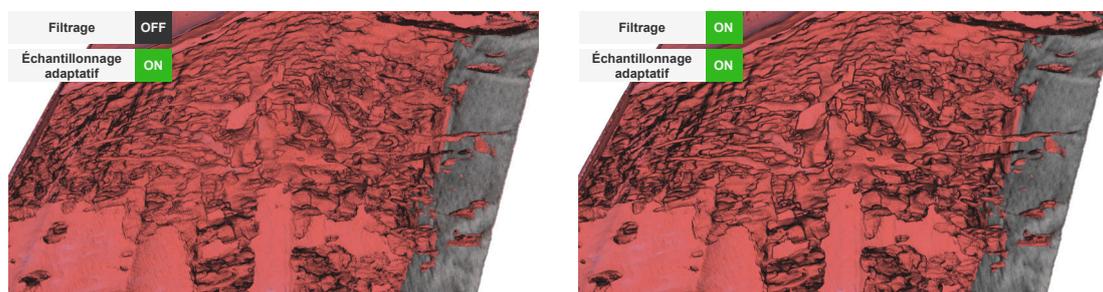


**FIGURE 3.9** – Influence de l'échantillonnage adaptatif sur les surfaces TROA. L'utilisation d'un échantillonnage plus précis proche des seuils TROA permet d'augmenter l'homogénéité des surfaces. Les bords ne sont cependant pas mis en évidence comme avec le filtrage.

L'échantillonnage adaptatif permet d'augmenter la précision des surfaces TROA, qui deviennent plus régulières et perdent l'aspect « brumeux ». À l'inverse du filtrage, les artéfacts intrinsèques au tracé de rayon volumique disparaissent totalement, mais les bords ne sont pas mis autant en évidence (figure 3.9).

Nous proposons de ce fait d'employer les deux, et présentons cela dans la section suivante.

### 3.3.5.3 Échantillonnage adaptatif combiné au filtrage



**FIGURE 3.10** – Influences combinées de l'échantillonnage adaptatif et du filtrage des surfaces. L'association des deux procédés permet d'obtenir des surfaces TROA de haute qualité.

La combinaison de l'échantillonnage adaptatif au filtrage des surfaces TROA permet d'éliminer la plupart des artéfacts du tracé de rayon volumique et de mettre en avant les bords des surfaces, important pour apporter des nuances durant le rendu (figure 3.10). Cela est d'autant plus essentiel pour les styles de rendu illustratifs tel que celui que nous proposons.

On remarquera que les sémantiques de l'image restent inchangées (et cela est d'ailleurs également vrai pour les figures précédentes).

Enfin, même si les sémantiques deviennent plus aisées à déterminer visuellement, il reste difficile de déterminer par intuition quelle région correspond à la surface **TROA** lorsque l'image est fixe et les paramètres, en particulier la fonction de transfert, restent identiques.

## 3.4 Rendu volumique direct multimatériaux basé sur les surfaces TROA

Nous montrons dans cette section que les surfaces **TROA** obtenues par le procédé décrit (section 3.3) peuvent être utilisées dans le cadre du rendu volumique direct comme support pour améliorer l'expressivité de certaines régions d'intérêt en combinant différentes méthodes d'éclairage en temps réel.

### 3.4.1 Éclairage illustratif hybride sur trois segments

Contrairement aux travaux tels que [BG07a; IZM18] qui utilisent la fonction de transfert afin de mélanger des méthodes d'éclairage, qui sont définies par les densités scalaires du volume de données, notre méthode de rendu se base sur les surfaces **TROA**. Chaque rayon est séparé en trois régions : une avant la surface **TROA**, une « proche » de la surface, et une derrière cette dernière.

Nous laissons aux soins de l'utilisateur de définir un voisinage proche de la surface, permettant de réaliser ce découpage, et appliquons des modèles d'éclairage différents sur chacun (figure 3.11), permettant de renforcer le contraste visuel sans modifier la fonction de transfert ou les densités scalaires du volume de données.

La solution à l'équation 2.3 donnée par Max [Max95] décrite dans l'équation 2.4 devient, sous sa forme discrète, écrite comme une suite récurrente :

$$C_{pixel} = \sum_{i=1}^{N_{max}} shade(i, C_i) \prod_{j=1}^{i-1} (1 - \alpha_j)$$

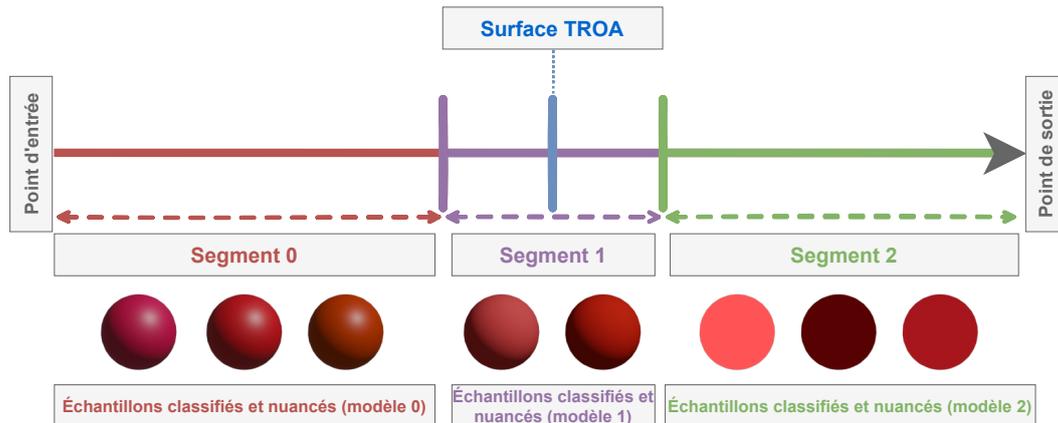
$$shade(i, C_i) = \begin{cases} shade_0(C_i) & \text{if } i \in [1, N_1 - 1] \\ shade_1(C_i) & \text{if } i \in [N_1, N_2 - 1] \\ shade_2(C_i) & \text{otherwise, i.e. if } i \in [N_2, N_{max}] \end{cases}$$

Où  $C_{pixel}$  est la couleur finale du pixel,  $[C_i, \alpha_i]$  est la couleur **RGBA** du  $i^{\text{ème}}$  échantillon, et  $shade(i, C_i) : \mathbb{N} \times \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$  est une fonction par morceaux appliquant différents éclairages à la couleur initiale, en fonction d'où l'échantillon est placé sur le rayon. Nous l'exprimons ici en termes de pas d'échantillonnage, de telle sorte à ce que  $N_1$  soit le nombre d'échantillons pour arriver à la fin du premier segment, que  $N_2$  soit le nombre d'échantillons pour arriver à la fin du second segment (en partant de l'origine du rayon) et que  $N_{max}$  soit le nombre d'échantillons pour atteindre la fin du rayon, toujours en partant de son origine.

Nous rappelons que nous décrivions dans la section 3.2, que nous utilisons deux fonctions de transfert : une première d'opacité uniquement permettant d'extraire les surfaces **TROA**, et une seconde lors du rendu, permettant d'appliquer la formule précédente. Néanmoins, la plupart des résultats ont été obtenus avec une seule fonction de transfert. Nous montrons dans la section 3.6 que cette séparation reste utile pour certaines applications. À noter que les deux fonctions de transfert ont tout intérêt à rester corrélées dans une certaine mesure. Il est, par exemple, incohérent d'assigner une forte opacité aux régions situées devant la surface **TROA**, car cela la masquerait.

Les trois segments par rayon sont par définition trois intervalles distincts, permettant de séparer complètement l'éclairage de ces derniers. Nous proposons d'utiliser les modèles suivants :

1. **Segment 0** (45% du rayon, avant la surface) : éclairage de Phong [Pho75] basé sur le gradient de l'image. Cela permet d'ajouter un effet « texturé » à l'image, ajoutant à son expressivité.



**FIGURE 3.11** – Principe de notre méthode d'éclairage multimatériaux. Nous créons du contraste entre les régions en appliquant des modèles d'éclairage différents le long du rayon. Il n'y a pas de prérequis supplémentaire imposé par notre méthode que les intrinsèques au modèle. Notre implémentation utilise par défaut la combinaison suivante, qui correspond à un style artistique que nous jugeons adapté : le segment 0 utilise un éclairage de Phong [Pho75] basé sur le gradient du volume, le segment 1 utilise un éclairage diffus basé sur les vecteurs normaux aux surfaces TROA, et le segment 2 utilise de l'éclairage ambiant.

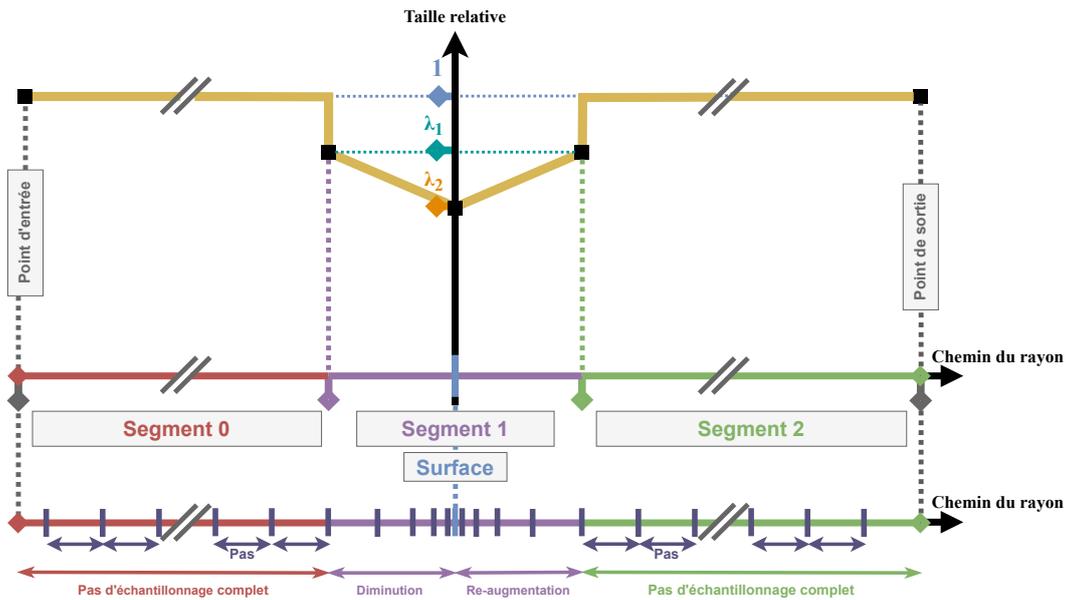
- Segment 1** (10% du rayon, voisinage autour de la surface TROA) : éclairage diffus en utilisant les normales à la surface TROA (nous ignorons ainsi le gradient de l'image sur cette partie). Cela permet de créer des transitions nettes, accentuées par le lissage des surfaces présenté en section 3.3.
- Segment 2** (45% du rayon, derrière la surface) : éclairage ambiant pur. Ce segment contribue essentiellement à l'opacité du rayon ; contrairement aux précédents qui permettent de mettre de l'emphase sur les surfaces, nous permettant d'éviter un calcul de normal et de diminuer la consommation de ressources.

Cette association est bien évidemment arbitraire et empirique : elle correspond à un style de rendu particulier que nous avons jugé pertinent pour du rendu volumique de données scientifiques, après avoir testé plusieurs combinaisons. Ils peuvent être modifiés ou adaptés en fonction de l'application visée et du style du rendu souhaité.

### 3.4.2 Échantillonnage adaptatif

À l'instar de l'échantillonnage adaptatif utilisé pour la construction de la surface TROA, notre étape de rendu peut également bénéficier d'un échantillonnage adaptatif permettant d'améliorer la qualité du rendu sans affecter les performances de façon significative, en exploitant la surface TROA qui est connue à cette étape. Pour ce faire, nous ajustons linéairement le pas d'échantillonnage lorsque le rayon approche du voisinage de la surface (figure 3.12). Il regagne ensuite sa valeur d'origine au fur et à mesure que l'échantillon s'éloigne de la surface TROA. Nous avons déterminé empiriquement que cette méthode d'échantillonnage est surtout utile lorsque le voisinage est « grand » ( $\geq 25\%$  de la taille totale du rayon).

Les paramètres  $\{\lambda_1; \lambda_2\} \in ]0; 1[^2$ ,  $\lambda_1 > \lambda_2$  (sous les notations de la figure 3.12) sont des scalaires fixes de réglages, que nous fixons arbitrairement à  $\{\lambda_1; \lambda_2\} == \{\frac{9}{10}; \frac{1}{2}\}$ , qui semblent être des bons compromis entre performance et gain de qualité.



**FIGURE 3.12** – Nous utilisons un second schéma d’échantillonnage adaptatif afin d’être plus précis autour des surfaces TROA lors de la passe rendu volumique direct.

### 3.5 Application des surfaces TROA pour du *deferred shading* compatible avec le rendu volumique direct

Le *deferred shading* est une technique de rendu qui permet de produire des effets visuels sur une image planaire, en découplant l’information de géométrie de l’éclairage. Ces techniques sont particulièrement répandues dans les domaines artistiques qui nécessitent du rendu en temps réel, car le coût en ressources de calculs est principalement dépendant de la résolution de l’image calculée par projection.. Les surfaces TROA permettent de transposer facilement des effets de *deferred shading* au rendu volumique direct, en utilisant lesdites surfaces comme un Z-buffer classique.

Nous proposons tout d’abord d’implémenter une imitation du style de *cel-shading* de Takizawa et al., en se basant sur les illustrations et commentaires de [Nin17b]. Nous ajoutons cependant des ombres plus dures que dans les illustrations d’origine sur les régions sombres, car nous estimons que cela est utile pour la perception des formes. En d’autres termes, nous proposons un troisième ton d’éclairage en plus des deux proposés par [Nin17b] : un ton pour les régions complètement éclairées, un ton pour les zones partiellement éclairées et un troisième pour les régions complètement sombres. Enfin, comme des ombres dures assombrissent une image de façon générale, nous proposons d’appliquer un facteur de correction d’éclairage sur l’ensemble de l’image, défini comme la somme des normes euclidiennes de chaque valeur RGB des sources de lumière.

La formule de composition est :

$$\begin{aligned}
 \text{smooth}(l) &= \text{smoothstep}(K_1, K_2, \langle l, \text{dp}(l) \rangle) \\
 L &= \sum_{i=0}^{n_L} \text{smooth}(l_i) * E(l_i) \\
 C_{\text{final}} &= C_{\text{init}} * (E(L_a) * L_a + \text{clamp}(L, 0, 1))
 \end{aligned}
 \tag{3.3}$$

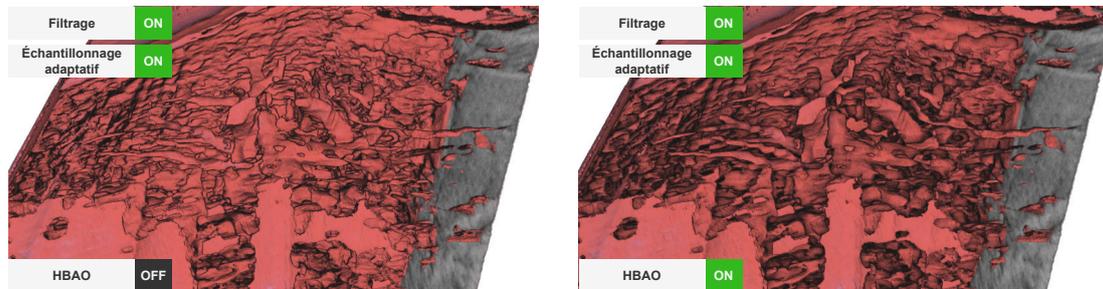
Où :

- **smooth**( $l$ ) est la fonction permettant de réaliser les différentes teintes d’ombres. Cette fonction dépend de deux paramètres scalaires,  $\{K_1, K_2\} \in [0, 1]^2$ ,  $K_1 < K_2$ , qui sont fixés arbitrairement. Par défaut, nous utilisons  $\{K_1, K_2\} = \{0.3, 0.5\}$ .
- **smoothstep** est l’interpolation d’Hermite de premier ordre de la fonction de Heaviside.
- $L$  est la somme de la participation des lumières de la scène.
- $n_L$  est le nombre de lumières dans la scène.
- **dp**( $l$ ) est la direction de la lumière s’il s’agit d’une source directionnelle, ou l’angle entre la surface et la position de la lumière (s’il s’agit d’une source ponctuelle).
- $E(l)$  est le facteur de correction d’éclairage, i.e  $E(l) = \sqrt{\frac{\langle l, l \rangle}{3}}$ .
- $L_a$  est la lumière ambiante.
- $C_{\text{init}}$  est la couleur issue de la passe de rendu volumique (section 3.4).
- **clamp**( $x, l, h$ ) est une fonction de saturation, qui vaut  $l$  si  $x < l$ ,  $x$  si  $x \in [l; h]$  et  $h$  si  $x > h$ .
- $C_{\text{final}}$  est la couleur résultante.

Nous proposons ensuite d’implémenter le travail de Bavoil et al. [BSD08], plus connu sous le nom d’**HBAO**, une technique d’occlusion ambiante en espace écran. Cette technique a un coût en calculs stable, et ne nécessite pas d’autres structures de données (difficile à intégrer dans du rendu volumique direct en temps réel). On notera que sa tendance à produire des « suroccusions » notée par [Jim+16] est en fait désirable dans le cadre du rendu illustratif que nous proposons.

## 3.5.1 Influence sur le rendu

### 3.5.1.1 Occlusion ambiante par HBAO

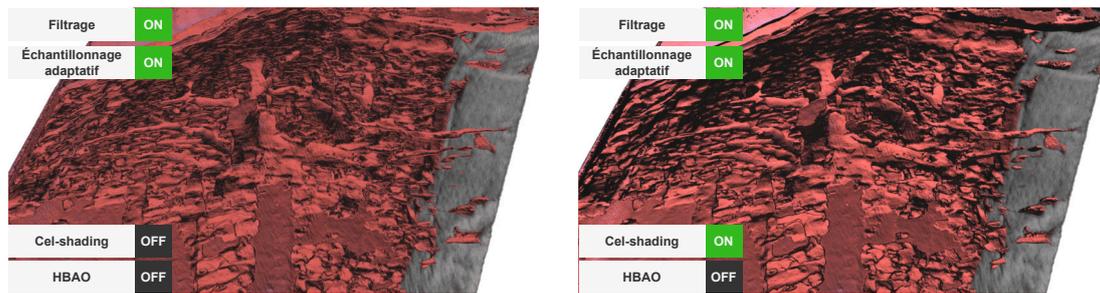


**FIGURE 3.13** – Influence de l’**HBAO** sur une image par rendu volumique direct basé **TROA**. Les régions correspondant aux surfaces **TROA** ressortent davantage, et il devient plus facile de déterminer les relations spatiales entre ces dernières.

L’occlusion ambiante (figure 3.13) rajoute du « relief » à l’image à l’aide d’ombres sur les régions correspondant aux surfaces **TROA**, et uniquement sur ces dernières (outre les régions indirectement impactées par le rayon des occlusions). Bien que nous n’ayons pas mené d’enquête statistique sur ce point en particulier, nous pensons que les résultats de l’état de l’art sur l’apport de l’occlusion ambiante à la perception des formes et de la profondeur [Jim+16; Gau20] restent valides dans notre application.

### 3.5.1.2 Cel-shading

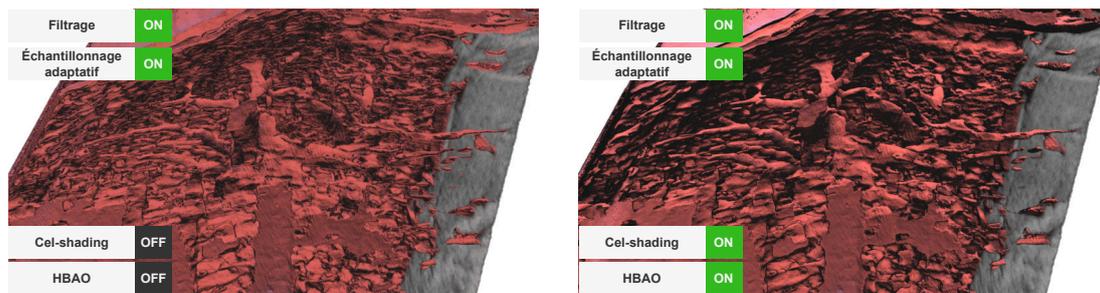
Le *cel-shading* (sous-section 3.5.1), et en particulier les ombres dures rajoutées sur les structures, mettent en valeur les courbes des surfaces **TROA**. Cela est notamment visible au milieu de l’image (figure 3.14), où de grandes régions complètement ombrées ou partiellement ombrées (section 3.5) sont observables.



**FIGURE 3.14** – Influence de l’ajout de *cel-shading* sur une image par rendu volumique direct basé TROA. **Note** : la source de lumière diffère de celle des figures précédentes pour les besoins de l’illustration.

Cependant, de par le manque d’occlusions, il est plus difficile de percevoir les relations de profondeur entre les structures.

### 3.5.1.3 Deferred shading



**FIGURE 3.15** – Combinaison du *cel-shading* et de l’HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA.

La combinaison de l’HBAO et du *cel-shading* appliquée « par dessus » le rendu volumique basé TROA (figure 3.15) permet à la fois d’amplifier les bords (discontinuités, sauts en profondeur) et de mettre en évidence les relations de profondeur entre les structures.

## 3.6 Résultats

Nous avons implémenté notre méthode à l’aide du *framework* de l’IRCAD, Sight [IRC24]. Tous les résultats présentés dans cette section ont été obtenus sur un ordinateur de bureau standard équipé d’un GPU NVIDIA RTX™2080 Ti sous Ubuntu 22.04. Chaque rayon est échantillonné 2048 fois pour les passes de tracé de rayon volumique (en omettant l’échantillonnage adaptatif). Nous avons éprouvé notre méthode sur plusieurs jeux de données, de modalités et tailles différentes, décrits dans le tableau 3.1. Sauf contre-indication explicite, nous avons appliqué le filtre de Šoltészová et al. [Šol+12] sur chaque volume avant la visualisation, car il permet de lisser les données tout en préservant les structures internes, améliorant la qualité des surfaces TROA.

Les fonctions de transfert utilisées sont indiquées sur les figures respectives. Nous nous limitons volontairement à des fonctions de transfert simples, faites des quelques pentes au plus (formant parfois des trapèzes), et basées sur les pré-réglages disponibles dans [IRC24]. Nous montrons que même dans de telles configurations, notre méthode est capable de produire des résultats visuellement expressifs, réduisant la confection de fonction de transfert à une simple sélection de palette, sous l’hypothèse que les seuils d’opacité  $th_l$  et  $th_h$  (qui définissent la surface TROA) aient été choisis adéquatement. Cela nous permet en pratique de répondre rapidement aux besoins

de l'utilisateur, car aucune manipulation complexe n'est nécessaire pour obtenir une image de qualité.

Jeu de données	Description	Résolution
<b>a</b>	Scan CT humain	512x512x122 <code>int16</code>
<b>b</b>	Scan CT humain	536x512x512 <code>int16</code>
<b>c</b>	Échographie fœtale <sup>1</sup> [Kit23]	367x367x234 <code>uint8</code>
<b>d</b>	Scan CT humain [Kit23]	512x512x295 <code>int16</code>
<b>e</b>	Échographie fœtale <sup>2</sup>	871x820x741 <code>uint8</code>
<b>f</b>	Scan CT humain	512x512x129 <code>int16</code>

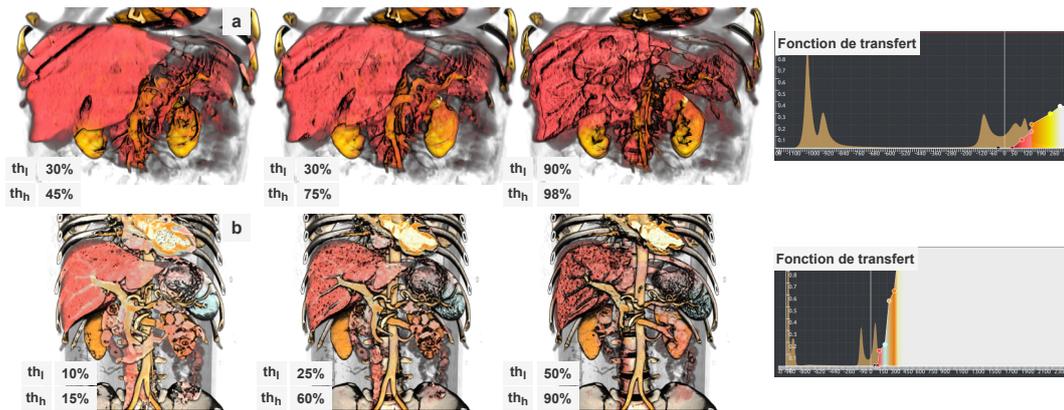
**TABLE 3.1** – Description des jeux de données utilisés. Les jeux de données d'images échographiques marqués d'un <sup>1</sup> ont été acquis par des sondes 3D. Ceux marqués d'un <sup>2</sup> ont été reconstruits à partir d'images planaires 2D.

### 3.6.1 Sélection des surfaces TROA

Nous décrivons dans la [section 3.3](#) que les surfaces TROA sont définies par deux seuils d'opacité choisis dynamiquement. Le choix de ces paramètres a un impact fort et clairement visible sur le rendu final, car ces derniers influent directement sur les parties du volume mises en évidence. Un des objectifs de notre méthode est de permettre à l'utilisateur de choisir entre différentes « structures » à mettre en évidence (bien que, comme décrit dans la [section 3.3](#), le terme « structure » soit ici utilisé au sens large). Un second objectif est de pouvoir garantir la stabilité du choix de la surface d'intérêt. Nous évaluons notre méthode sur ces deux points respectivement dans la [figure 3.16](#) et dans la [figure 3.17](#).

La [figure 3.16](#) montre tout d'abord que les seuils  $th_l$  et  $th_h$  ont bien une influence sur la sélection des régions à mettre en évidence. Le rôle du premier seuil,  $th_l$ , est de s'assurer que la surface soit déterminée le plus continument possible, même lorsque le second seuil n'est pas atteint. Cela permet de garantir qu'une surface existe toujours sur les régions ayant accumulé « suffisamment » d'opacité, selon les besoins de l'utilisateur. On notera que comme prévu dans la [sous-section 3.3.1](#), fixer  $th_l$  et changer uniquement  $th_h$  a une influence bornée, montrant que  $th_l$  stabilise bien le rendu. Cela est mis en évidence en comparant les deux colonnes de la première ligne de la [figure 3.16](#). Changer les deux seuils permet cependant bien de régler finement la région, comme illustré par la [figure 3.16](#) dans son ensemble : les structures anatomiques apparaissent ou disparaissent en fonction des valeurs des seuils. Enfin, on observera que choisir des seuils distants peut mener à l'apparition de « sauts » en profondeur. Ce phénomène est visible sur la deuxième et sur la troisième colonne de la seconde ligne, où des « trous » apparaissent dans le foie. Il s'agit du comportement attendu, comme décrit dans la [section 3.3](#), mais qui constitue une des principales limites à l'usage en utilisant une seule fonction de transfert (identique pour les couleurs et pour l'opacité). Nous montrons dans la [sous-section 3.6.4](#) que cette limitation peut être outrepassée en utilisant une deuxième fonction de transfert.

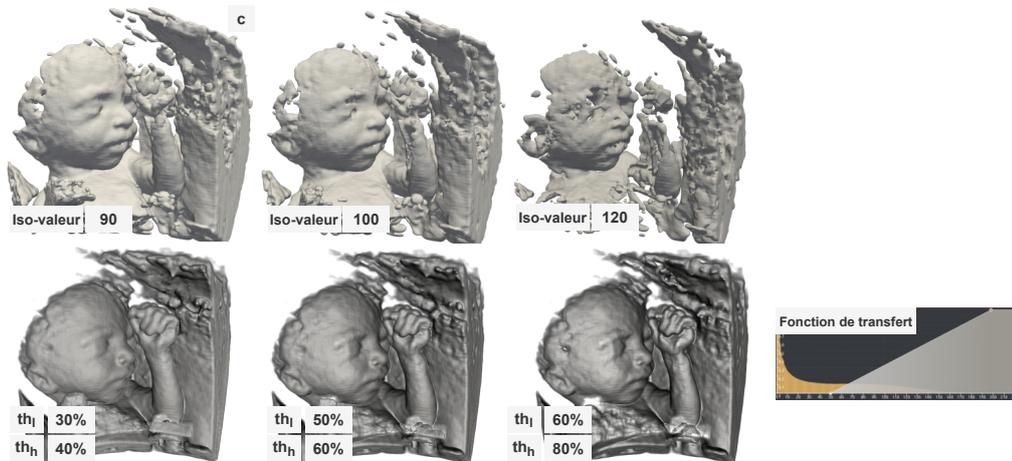
Nous évaluons qualitativement sur la [figure 3.17](#), la stabilité des surfaces TROA par rapport à celle des iso-surfaces basées sur les densités scalaires. Pour cela, nous avons volontairement choisi un jeu de donnée avec une structure d'intérêt clairement visible, même sans connaissance anatomique particulière et représentée par des densités scalaires quasi identiques, au bruit près. Sur cette figure, nous montrons uniquement les surfaces TROA (les images ne sont pas obtenus par rendu volumique), qui sont colorées de telle sorte à refléter les réglages de [AGL05], logiciel nous ayant permis d'obtenir les iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires. On remarquera que ces dernières changent intempestivement lorsque l'iso-valeur change. Les surfaces TROA sont



**FIGURE 3.16** – Influence des seuils  $th_l$  et  $th_h$  utilisés pour déterminer une surface TROA. La fonction de transfert, indiquée tout à droite (avec l’histogramme du volume en doré en arrière-plan) reste identique pour chaque ligne. Seules les valeurs des seuils varient.

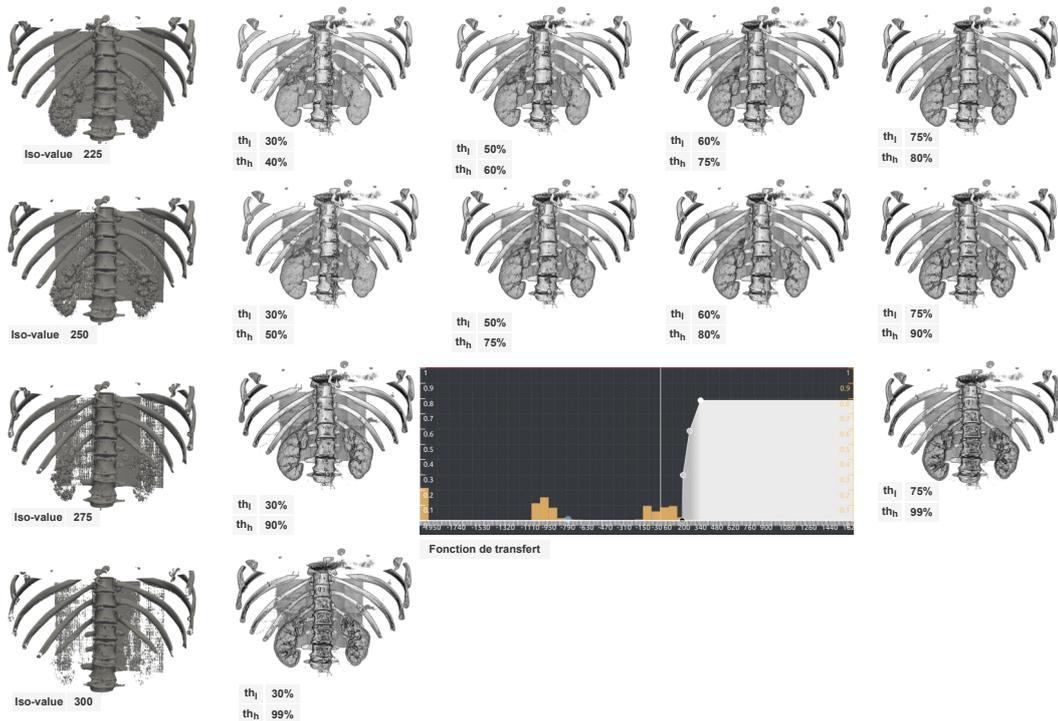
en revanche stables, varient peu lorsque les paramètres varient peu et sont toujours capables d’extraire la structure d’intérêt.

Dans le cas particulier illustré ici, où le jeu de données est tel que l’opacité accumulée atteinte rapidement  $th_l$  puis  $th_h$ , les surfaces TROA gagnent d’autant plus en stabilité, car les positions 3D où les seuils sont atteints sont *de facto* proches l’une de l’autre.



**FIGURE 3.17** – Comparaison de la stabilité des surfaces TROA face aux iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires. **Haut** : Iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires obtenues à l’aide de [AGL05]. On remarquera que modifier légèrement la valeur implique des changements non bornés à la surface. **Bas** : surfaces TROA pour différentes valeurs de  $th_l$  et  $th_h$ , suivies de la fonction de transfert utilisée. Les surfaces TROA sont stables, même lorsque la paramétrisation change. Dans chaque configuration, la surface produite est différente. La ressemblance est fortuite : elle est causée par certaines propriétés du jeu de données.

Notre méthode est capable de produire des résultats visuellement satisfaisants tout en étant simple à configurer. La paramétrisation peut être réglée finement de telle sorte à mettre en valeur seulement certaines régions. La figure 3.17 et la figure 3.18 illustrent toutes deux que les surfaces TROA restent stables lorsque les seuils d’opacité changent, alors que les iso-surfaces basées sur les valeurs changent de façon imprédictible lorsque la paramétrisation change, à la fois pour des données d’échographie et pour des données de scanner CT. On remarquera également que l’influence du changement d’un seul des deux seuils est limitée, montrant que  $th_l$  remplit correctement son rôle, et qu’il est bien possible de sélectionner différentes régions en choisissant d’autres seuils. Cela est notamment visible sur les reins, dont l’intérieur du parenchyme est mis en

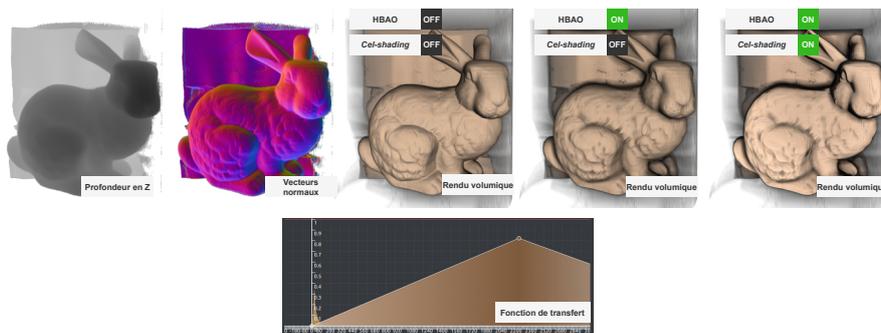


**FIGURE 3.18** – Comparaison de surfaces TROA et d’iso surfaces basées sur les valeurs scalaires sur le jeu de données **a** (tableau 3.1).

valeur sur la troisième ligne de la figure 3.18. Enfin, on remarquera également que les surfaces TROA permettent, moyennant des réglages adéquats, d’obtenir des surfaces ayant une géométrie similaire aux iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires.

### 3.6.2 Robustesse des surfaces TROA

Pour sortir du contexte applicatif médical, nous proposons de visualiser des surfaces TROA sur des jeux de données « canoniques » (dont la géométrie est connue). Pour cela, nous utilisons un scanner du lapin de Stanford (figure 3.19), la carpe d’Erlangen (figure 3.20), le caméléon de Digital Morphology (figure 3.21) et le moteur de General Electric (figure 3.22). Les jeux de données sont fournis par [Kla17] sur la plateforme en ligne scivisdata. Dans toutes les figures présentées (figure 3.19, figure 3.20, figure 3.21, figure 3.22), les seuils  $th_l$  et  $th_h$  sont fixés respectivement à 30% et 75%. Chaque fonction de transfert a été construite de telle sorte à ce que l’objet apparaisse ressortir sur l’image.



**FIGURE 3.19** – Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur un scanner du Lapin de Stanford.

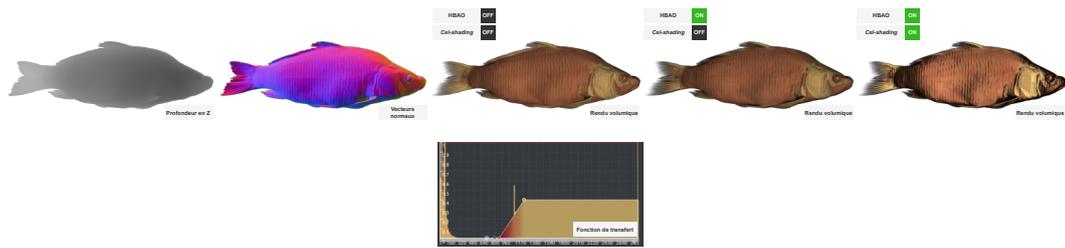


FIGURE 3.20 – Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur un scanner d’une carpe.

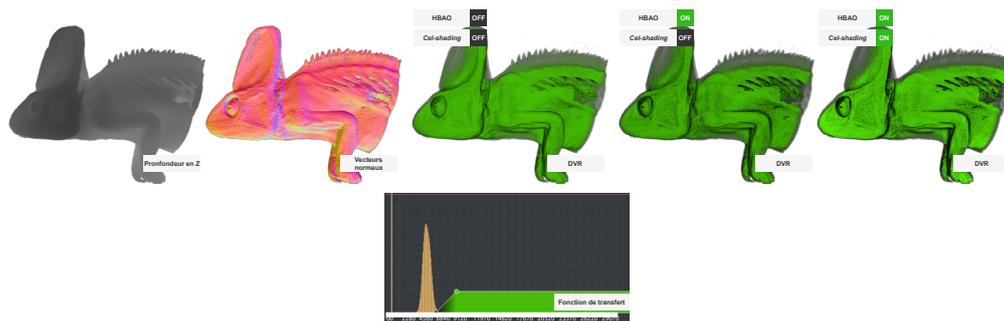


FIGURE 3.21 – Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur un scanner d’un Caméléon.

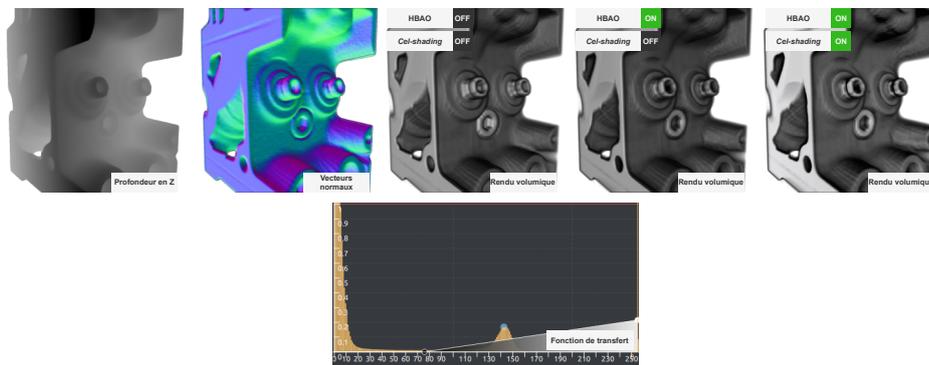


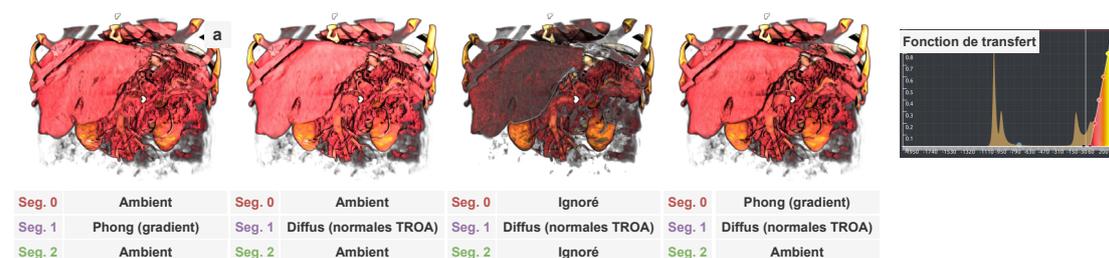
FIGURE 3.22 – Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur le scanner du Moteur General Electrics.

**Analyse.** Nous sommes capables de reconstituer des géométries cohérentes à l’aide des surfaces TROA. L’occlusion ambiante et les ombres illustratives issues du *cel-shading* sont également visuellement cohérentes avec chacune des surfaces et le rendu volumique « seul ». On notera ici que les volumes de données et les paramètres ont été volontairement choisis de telle sorte à mettre en avant les structures externes, à des fins d’illustration.

### 3.6.3 Sélection des modèles d’éclairage

La figure 3.23 illustre l’influence du choix de modèles d’éclairage le long du rayon que nous décrivons dans la sous-section 3.4.1. Nous appliquons sur toutes les images les effets de *cel-shading* dans le style de Takizawa et al. et l’HBAO de Bavoil et al., et gardons les mêmes seuils d’opacité ainsi que la même fonction de transfert.

On pourra observer que :



**FIGURE 3.23** – Influence du choix de modèles d’éclairage sur chaque segment. Les notations sont celles spécifiées dans la sous-section 3.4.1.

- Les changements les plus apparents surviennent lorsque le modèle d’éclairage proche de la surface TROA change. Cela est à la fois attendu et accentué par les effets de *deferred shading*, qui rajoute de l’emphase sur ces dernières.
- Utiliser les normales de haute qualité (comparées au gradient du volume) fournies par les surfaces TROA permet de mieux transmettre l’information de forme que le gradient aux mêmes endroits (première et deuxième colonne), comme annoncé dans les sections précédentes. Cependant, utiliser de l’éclairage ambiant sur le segment 0 a tendance à « lisser » l’image, ce qui réduit le contraste global (deuxième colonne).
- Le segment 1, proche des surfaces TROA, participe essentiellement au contraste global de l’image. Le segment 0 et le segment 2 participent quant à eux essentiellement à la couleur finale et à l’opacité du fragment (deuxième et troisième colonne). Les ignorer lors de la traversée produit des couleurs fades et des images particulièrement transparentes, car trop peu du volume de données est traversé. Cela est d’autant plus visible lorsque ces deux segments sont ignorés, car l’occlusion ambiante assombrit l’ensemble des fragments.
- La région « derrière » la surface TROA n’a pas pour vocation d’être mise plus en valeur que la surface en elle-même. Nous proposons pour cela d’utiliser uniquement de l’éclairage ambiant pour réduire le coût en calculs. À l’inverse, l’éclairage de Phong par les normales du gradient appliqué sur le segment 0 permet de compenser pour la sur-coloration mise en avant dans la seconde colonne. La dernière combinaison, illustrée sur la quatrième colonne, semble être le meilleur compromis entre contraste dans l’image et visibilité du contexte.

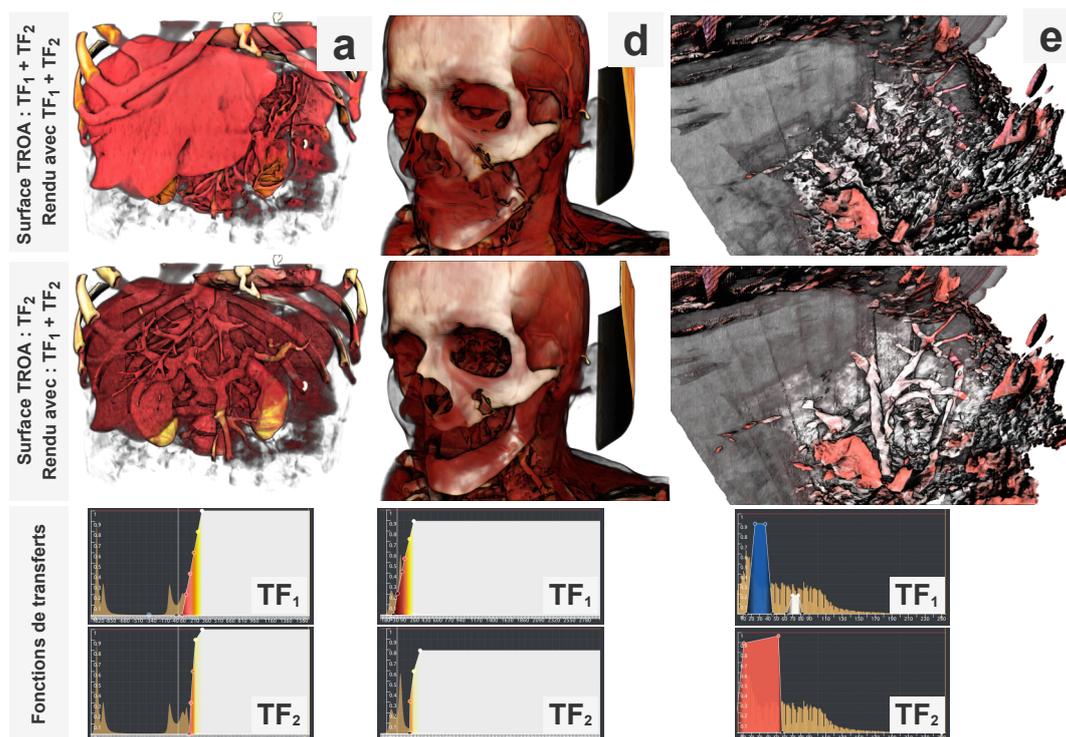
**Conclusion.** La combinaison de modèles d’éclairage que nous proposons semble fournir un bon compromis entre contraste et compréhensivité du contexte volumique, dans le contexte du style de rendu illustratif que nous proposons. À noter que l’absence de composante spéculaire est ici volontaire, mais nous reviendrons sur ce choix dans le chapitre 4.

### 3.6.4 Emphase sur les surfaces TROA à l’aide de deux fonctions de transfert

Nous proposons d’illustrer à l’aide de trois jeux de données comment l’utilisation de deux fonctions de transfert distinctes, pour l’opacité d’une part et pour la couleur d’autre part, peuvent impacter positivement l’image résultante (figure 3.24). De par leur définition, les surfaces TROA n’ont pas pour objectif de correspondre à une structure correspondant à une seule densité scalaire (contrairement à une iso-surface « classique »), ou même de correspondre à un seul objet dans le volume. Dans le contexte des images de scanner CT, il est par exemple possible d’extraire des surfaces TROA qui correspondent, pour la même paramétrisation, aux vascularisations du foie et à la colonne vertébrale ou au rein, qui sont tous classés différents sur l’échelle d’Hounsfield [Hou73]. Nous utilisons ce comportement, comme illustré sur la figure 3.24, afin de mettre en avant des structures internes tout en affichant le contexte volumétrique en transparence, sans

pour autant effectuer des calculs supplémentaires pour cela. En effet, l'**HBAO** et le *cel-shading* décrits en [section 3.5](#) inscrit dans notre méthode de rendu font « naturellement » ressortir la région correspondant à la surface **TROA**, ce qui permet selon nous de donner une sensation de contraste, utile pour la compréhension de l'image. Nous montrons de plus que procéder de la sorte (avec deux fonctions de transfert) peut être utilisé pour filtrer le bruit, qui autrement gênerait l'utilisateur dans l'analyse de l'image, tout en montrant clairement que la région contient de l'information bruitée ([figure 3.24](#), dernière colonne).

Il n'y a aucun coût supplémentaire engendré comparé à la version avec une seule fonction de transfert (les calculs restent identiques).



**FIGURE 3.24** – Exemples de rendus de scanners **CT** et d'échographie 3D reconstruite en utilisant différentes fonctions de transfert d'opacité pour le rendu et pour l'extraction. Toutes les images ont été obtenues avec les réglages par défaut. **Haut** : images obtenues en utilisant l'union des deux fonctions de transfert pour l'extraction des surfaces **TROA** et pour la passe de rendu volumique. **Milieu** : images obtenues en utilisant les  $TF_2$  respectives pour l'extraction des surfaces **TROA** et l'union pour la passe de rendu volumique. **Bas** : les fonctions de transfert employées, avec l'histogramme de chaque volume en arrière-plan (en doré).

### 3.6.5 Comparaisons avec l'état de l'art en rendu volumique direct

#### 3.6.5.1 Performances

Nous proposons dans un premier temps de comparer les rendus obtenus à l'aide de notre technique à celles de l'état de l'art, implémentées dans des *frameworks* ou des logiciels publics : *3D Slicer* [[Fed+12](#)], *Inviwo* [[Jön+19](#)] et *Cinematic Anatomy* de Siemens [[Sie21](#)] sur trois jeux de données [figure 3.25](#). Les performances ont été mesurées à l'aide du logiciel NSight Graphics, sauf pour [[Sie21](#)], pour qui nous avons utilisé l'outil de capture intégré, car il s'agissait de la façon la plus sûre de s'assurer de la convergence complète (le *Cinematic Rendering* de Siemens est une technique de Monte-Carlo).

Notre technique de rendu permet d’obtenir des images en temps réel, même durant les interactions, contrairement aux méthodes photoréalistes par Monte-Carlo, tout en améliorant nettement la visibilité et le contraste comparé aux méthodes simples basés sur le gradient de l’image. Contrairement aux méthodes d’illumination globale, aucune attention particulière n’est nécessaire pour le placement des sources de lumière.

Nous pouvons de surcroît faire l’observation qualitative que notre méthode ne perd ni ne crée d’information : les mêmes structures apparaissent sur nos images et celles des autres méthodes.

**Note** : tous les logiciels utilisés pour cette comparaison ne proposaient pas d’éditeur de fonction de transfert. Nous avons ainsi tenté de faire correspondre les fonctions de transfert de telle sorte à ce que les *structures* visibles soient identiques, et des différences de couleurs apparaissent pour cette raison. À noter également que le facteur de correction d’éclairage (section 3.5) affecte la couleur finale sur les images de nos rendus, et que nous n’avons pas tenté de compenser cela par la fonction de transfert : cela fait partie de notre méthode.

### 3.6.5.2 Visuels

Nous proposons dans un second temps des comparaisons qualitatives sur les jeux de données **a** (figure 3.26), **b** (figure 3.27), **d** (figure 3.28) et **f** (figure 3.29) décrits dans la [tableau 3.1](#), ainsi que sur un autre jeu de données (figure 3.30) de scanner CT non médical.

En plus des méthodes présentées dans la [sous-section 3.6.5](#), nous nous comparons à l’implémentation de rendu volumique par Monte-Carlo de [Li+23], une autre plateforme de visualisation de données volumiques proposant du rendu volumique direct. Tout comme pour la [figure 3.25](#), nous n’avons **pas** appliqué le filtre de Šoltészová et al. [Šol+12].

Sur toutes les images, le rendu volumique basé TROA met en évidence de nombreuses sémantiques visuelles dans l’image (vaisseaux du foie, bordure des organes, ...) à l’aide des effets de *deferred shading* employés. La prise en compte du gradient de l’image permet, de manière fiable, d’apporter une *texture* sur toutes les images.

Le *Cinematic Rendering* offre des résultats de haute qualité, au prix des temps mentionnés dans la [figure 3.25](#). Le modèle d’illumination globale implémenté par [Jön+19] permet également d’obtenir des images aux sémantiques visibles, mais nécessite toujours une étape de placement des sources de lumière dans la scène. Le rendu volumique basé-gradient avec éclairage de Phong [Fed+12] ou le rendu volumique de Monte-Carlo de [Li+23] ne mettent pas en évidence de sémantiques au-delà des propriétés du gradient.

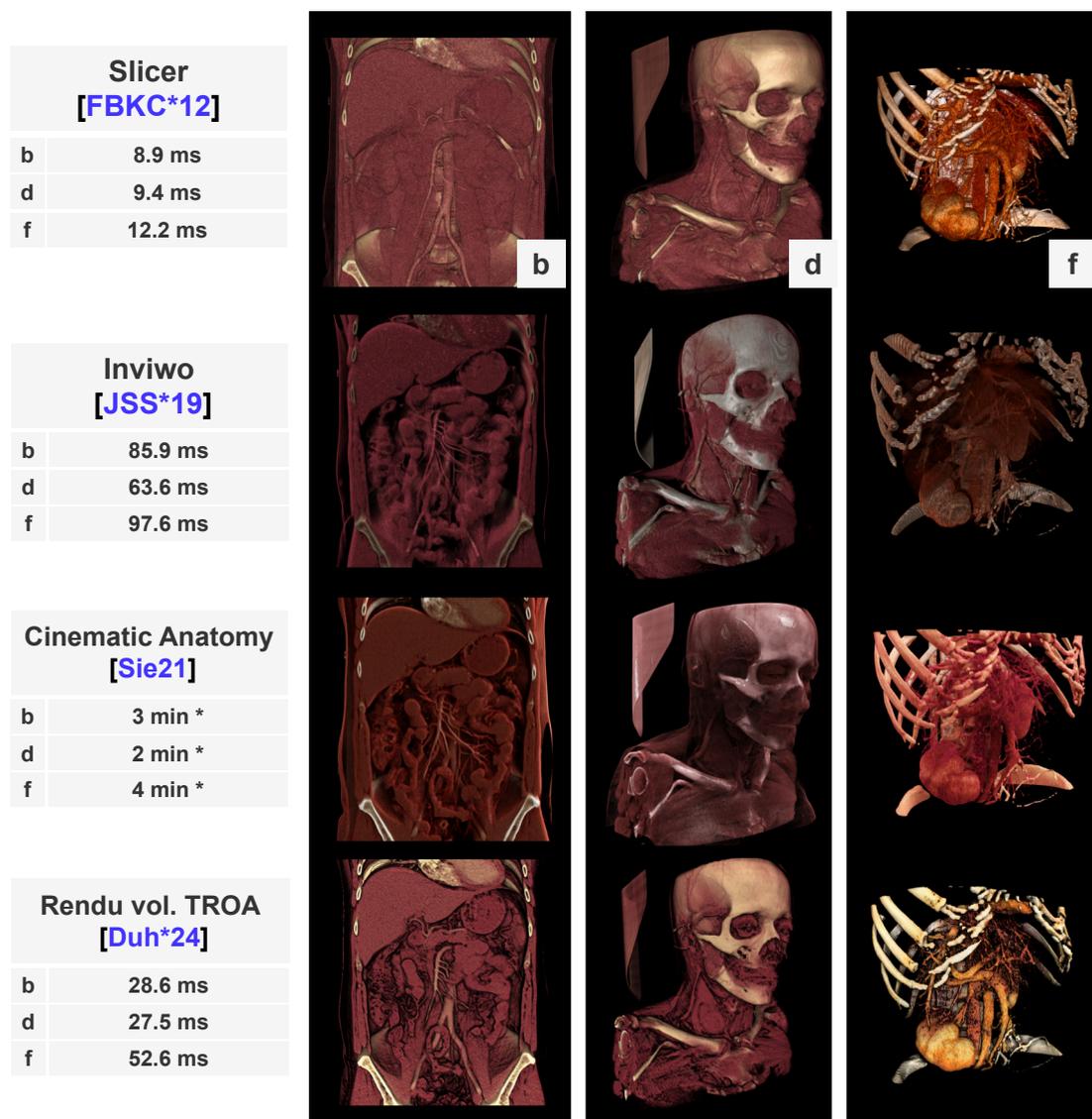
## 3.6.6 Comparaisons à d’autres rendus volumiques illustratifs

### 3.6.6.1 *Cel-shading* basé TROA et *cel-shading* basé fonction de transfert

Nous proposons tout d’abord de comparer notre effet de *cel-shading* inspiré de [Nin17b] à deux travaux connus présentant un style similaire : [BG05] (figure 3.31) et [BG07a] (figure 3.32).

Là où le *cel-shading* de [BG05] permet seulement de mettre l’accent sur certaines régions correspondant à un gradient important (la peau en noir ou certaines vascularisations), le *cel-shading* basé sur les surfaces TROA permet d’obtenir un rendu plus « homogène » : les accents apportés par les ombres sont visuellement cohérents avec la géométrie anatomique du jeu de données. On notera également que la correction de luminosité que nous appliquons (section 3.5) est clairement visible : les deux rendus volumiques ont été obtenus par des fonctions de transfert quasi identiques, mais celui obtenu par notre méthode est clairement plus lumineux, permettant de mettre en avant les parties ombragées (comme suggéré dans les travaux originaux). Il s’agit du comportement attendu des fonctions de transfert d’éclairage, comme expliqué dans la [section 2.2](#).

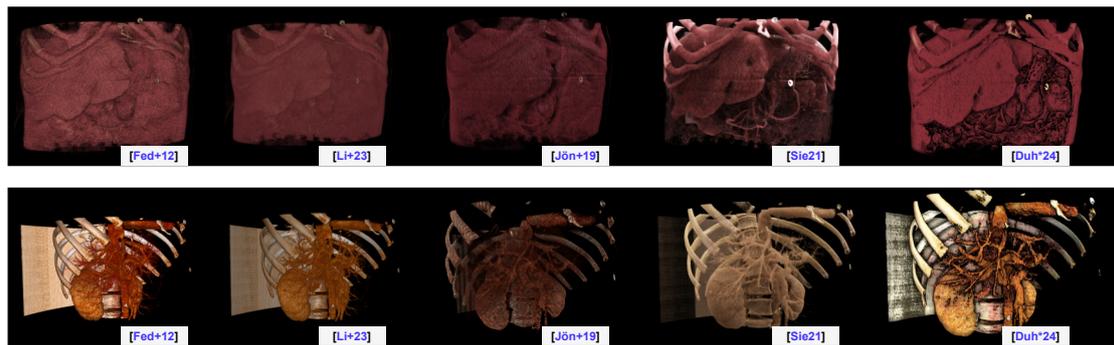
Les fonctions de transfert de style de [BG07a] permettent de combiner différents matériaux pour obtenir des différentes propriétés physiques le long du rayon. Cela est ici visible sur les tissus (figure 3.32, en rouge et bleu sur l’image de gauche de la ligne du bas). Notre méthode permet



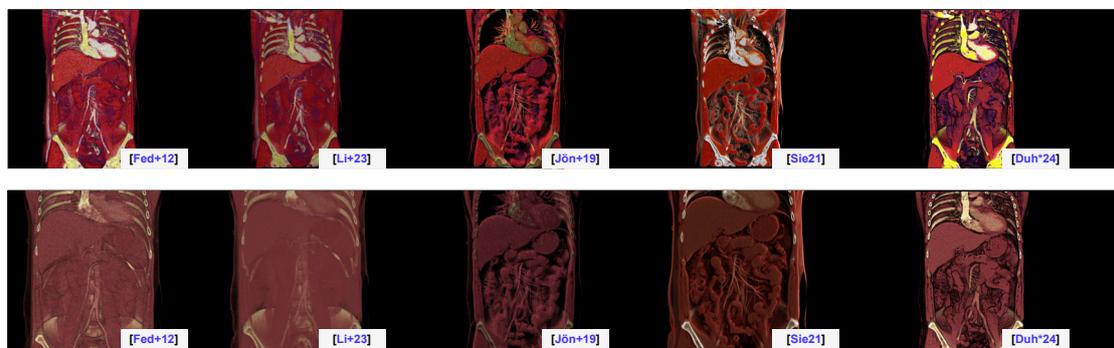
**FIGURE 3.25** – Comparaisons de notre rendu volumique direct illustratif avec les logiciels et frameworks de l'état de l'art. De haut en bas : éclairage de Phong basé gradient diffus [Fed+12], Inviwo [Jön+19], Cinematic Anatomy [Sie21], notre technique. Contrairement aux autres figures, nous n'avons appliqué le filtre de Šoltészová et al. sur *aucun* volume. Toutes les mesures ont été obtenues sur un ordinateur de bureau équipé d'un GPU NVIDIA RTX™2080 Ti, à l'exception de celles pour [Sie21], qui ont été obtenues sur un ordinateur portable équipé d'un GPU NVIDIA RTX™3080. **Note (\*)** : les temps pour le *Cinematic Rendering* sont donnés pour une convergence complète, plutôt que par image, en utilisant l'outil de capture intégré dans le logiciel [Sie21].

cependant d'obtenir des résultats visuellement plus « saillants », au sens où nous avons des ombres issues de l'occlusion ambiante grâce à l'**HBAO** et des ombres dures, en deux teintes par le *cel-shading*. De la coloration plus avancée peut de plus être obtenue à l'aide d'une seconde fonction de transfert, comme illustré sur le moteur (figure 3.32, ligne du haut).

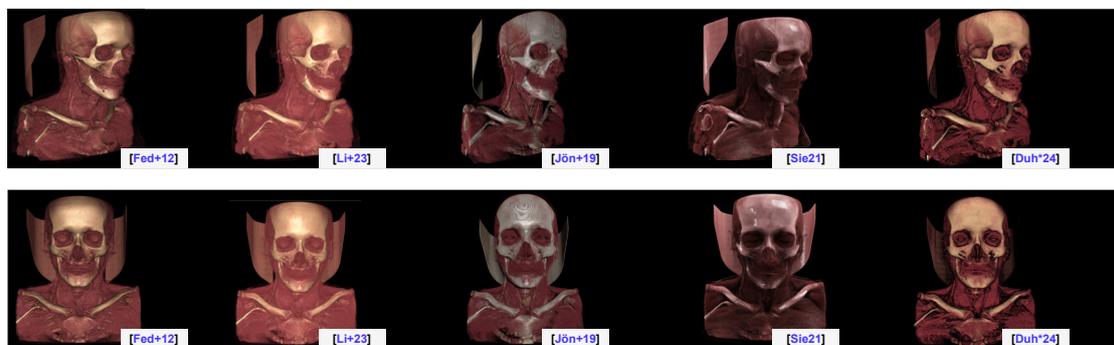
Contrairement aux fonctions de transfert de style, l'**HBAO** et le *cel-shading* permettent également **d'afficher des régions normalement cachées** : cela est mis en avant sur la figure 3.32, **a'**, où des extrusions en forme de cercle en arrière-plan sont visibles sur notre rendu, alors qu'elles sont normalement cachées par le contexte au premier plan.



**FIGURE 3.26** – Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur le jeu de données **a**.



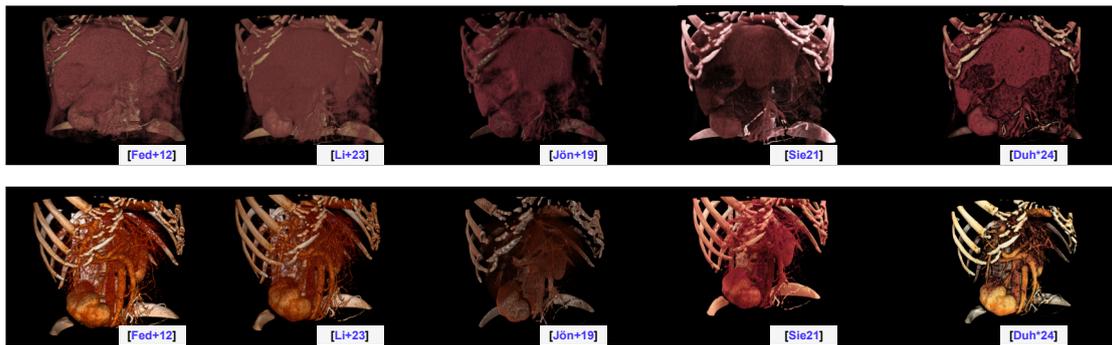
**FIGURE 3.27** – Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur le jeu de données **b**.



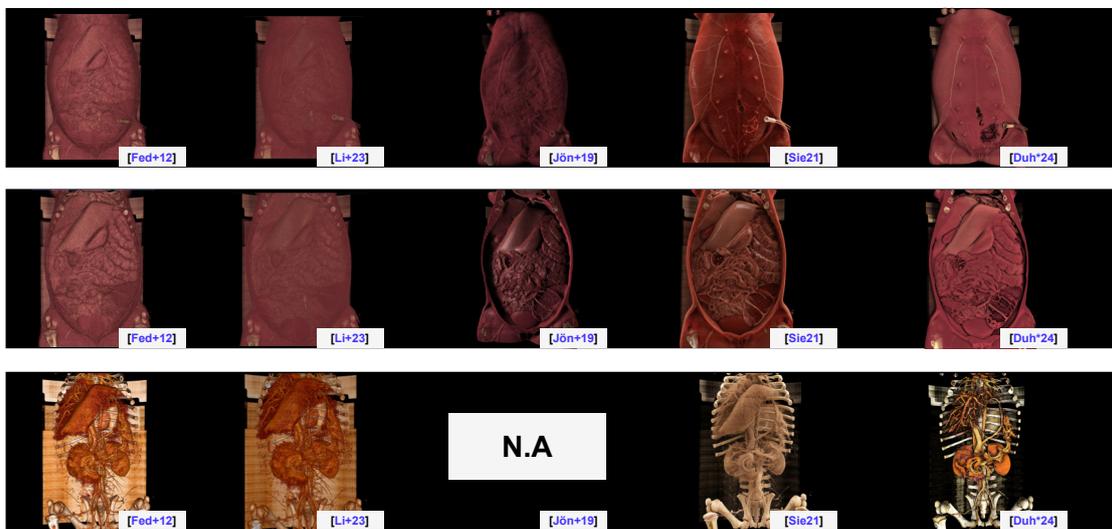
**FIGURE 3.28** – Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur le jeu de données **d**.

### 3.6.6.2 Occlusion ambiante par HBAO à l'aide des surfaces TROA et halos basés sur la fonction de transfert

Nous nous proposons également de nous comparer aux travaux de [BG07b], qui permettent d'obtenir des halos similaires à de l'occlusion ambiante. Nous pourrions tout d'abord noter que ces halos dépendent intégralement de la fonction de transfert, car les régions en production sont sélectionnées à l'aide de cette dernière. Notre méthode utilisant les surfaces TROA n'est pas affectée par cette limitation, et permet d'exploiter lesdites surfaces afin de fournir des ombres visuellement crédibles (aux yeux des auteurs). La figure 3.33 illustre tout d'abord le cas simple d'un rendu d'un unique objet anatomique : le crâne. À noter que cette structure est de plus



**FIGURE 3.29** – Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur le jeu de données *f*.



**FIGURE 3.30** – Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur les jeux de données additionnels utilisés en référence pour l'étude de la robustesse décrite en sous-section 3.6.2.

identifiée par une seule valeur sur l'échelle d'Hounsfield [Hou73], ce qui simplifie l'établissement d'une fonction de transfert adaptée.

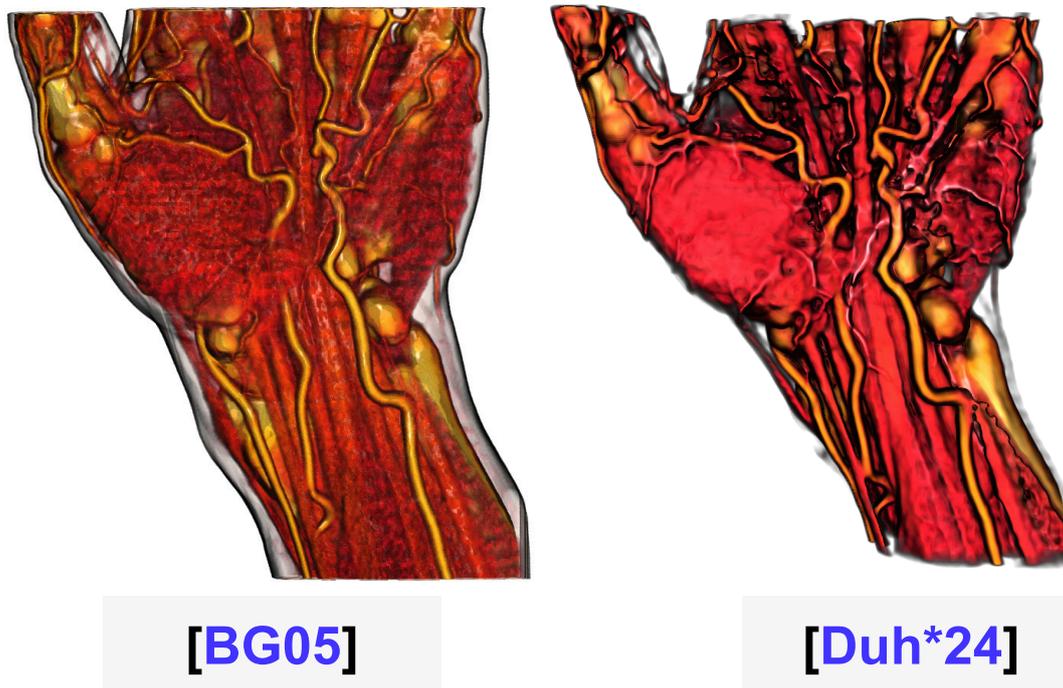
Les halos de [BG07b], bien que colorés en noir (ici), ne correspondent pas à des occlusions. Cela introduit un « étalement » des halos sur les régions extérieures (figure 3.33, b) car leur rayon est fixe dans toutes les directions.

Les effets d'HBAO et de *cel-shading* appliqués au rendu volumique basé TROA permettent d'identifier nettement les contours des structures (sous réserve de surfaces TROA adaptées), propriété essentielle pour le rendu d'images médicales.

On notera que les effets de halos sont communément employés dans l'art ([SEG00; Nin02; SEG16; Nin17a; COG20]) afin de mettre en avant certaines régions. Les surfaces TROA sont compatibles avec de telles méthodes, et nous pourrions par exemple envisager d'utiliser une fonction de transfert particulière pour définir la ou les régions sur lesquelles des halos devraient apparaître sans affecter les autres aspects du rendu.

Nous illustrons une technique similaire (figure 3.34, figure 3.35, figure 3.36) sur un volume plus complexe, dans le contexte où les ombres ne doivent apparaître que sur certaines régions.

Tout comme illustré sur la figure 3.33, l'HBAO et les halos colorés en noir peuvent être utilisés pour obtenir des rendus visuellement similaires. L'utilisation d'une seule fonction de transfert peut cependant s'avérer limitant : nous obtenons ici des régions assombries sur les tissus (qui sont irréguliers et comportent des creux). Il s'agit du comportement attendu pour notre technique de



**FIGURE 3.31** – Comparaison de notre effet de *cel-shading* basé sur les surfaces TROA à celui proposé par [BG05]. L’illustration pour [BG05] a été réalisée dans une version du logiciel dont nous avons modifié les *shaders* pour qu’ils soient supportés par les GPUs contemporains.

rendu.

La figure 3.35 illustre comment sélectionner plus finement les régions sur lesquelles l’occlusion ambiante a un effet, à l’aide d’une seconde fonction transfert.

L’utilisation d’une seconde fonction de transfert permet de renforcer cet effet (qui est déjà présent avec une seule fonction de transfert) par contraste. Cette technique se généralise à un nombre arbitraire de fonctions de transfert, mais l’intérêt devient limité lorsque celui-ci augmente, car il devient plus fastidieux de paramétrer un rendu.

Nous récapitulons les deux dernières comparaisons sur la figure 3.36.

#### Note

Dans toute la sous-section 3.6.6, les rendus marqués par un astérisque \* ne sont pas réalisés sur le même jeu de données que le travail de référence.

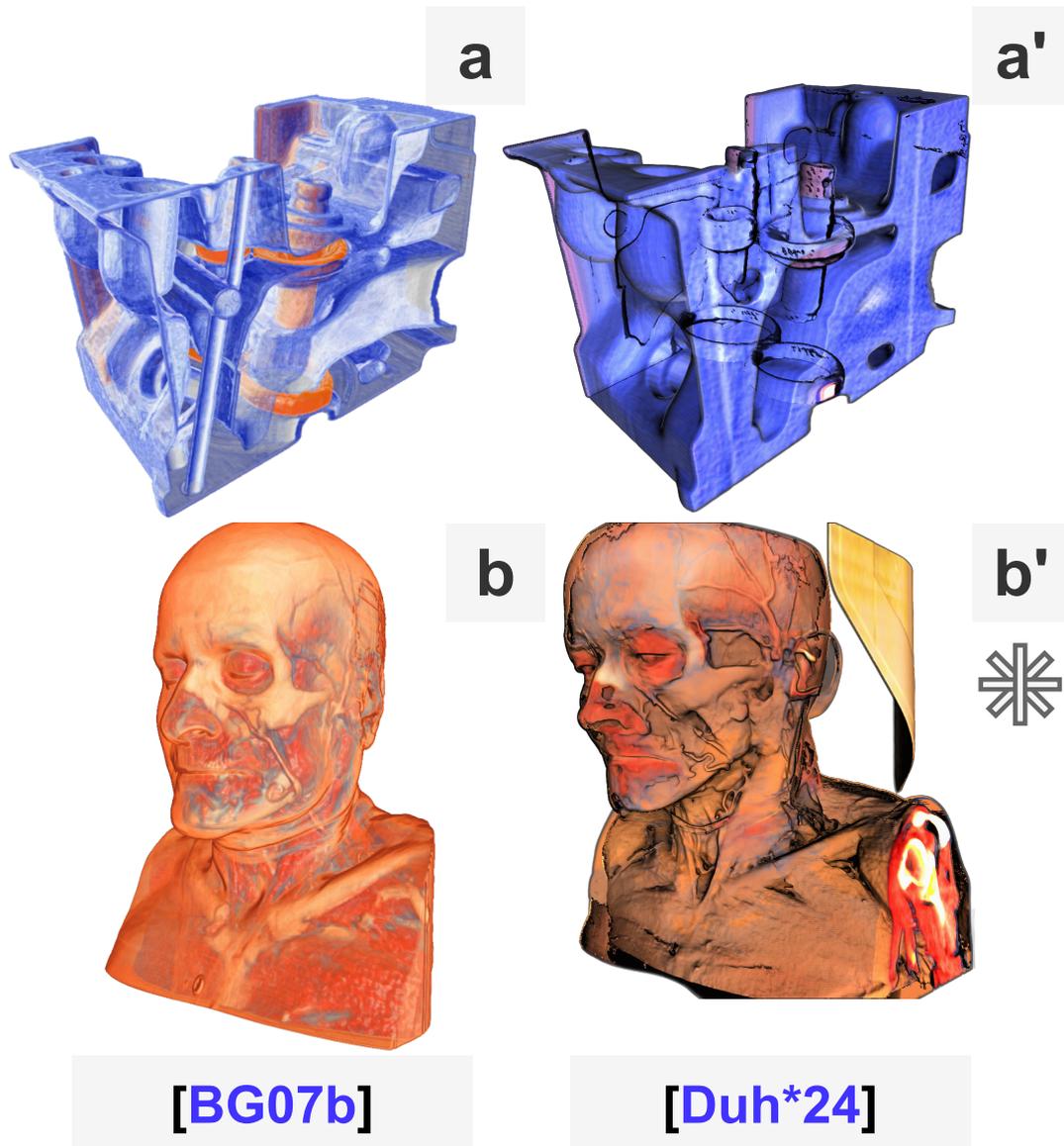
Les images que nous exposons pour les références de l’état de l’art sont de plus directement extraites des travaux originaux (les ayants droits sont spécifiés par figure).

La raison est identique pour toutes les occurrences de cette note : aucune implémentation de référence n’était disponible et/ou le jeu de données n’était pas disponible.

### 3.6.7 Performances

Nous avons mesuré les performances de chaque étape présentée sur les jeux de données **a**, **b**, **c** et **d** (figure 3.37). Les conditions de mesures pour chaque volume sont données dans le tableau 3.2. La taille de la zone de rendu est fixée pour tous les rendus à 1920 × 1080 pixels.

Comme attendu, les passes de rendu appliquant des effets en espace écran ont des performances quasi-constantes (dont les variations entre les valeurs rentrent dans la marge d’erreur de mesure), à l’exception de l’occlusion ambiante, pour les raisons décrites par Jimenez et al.

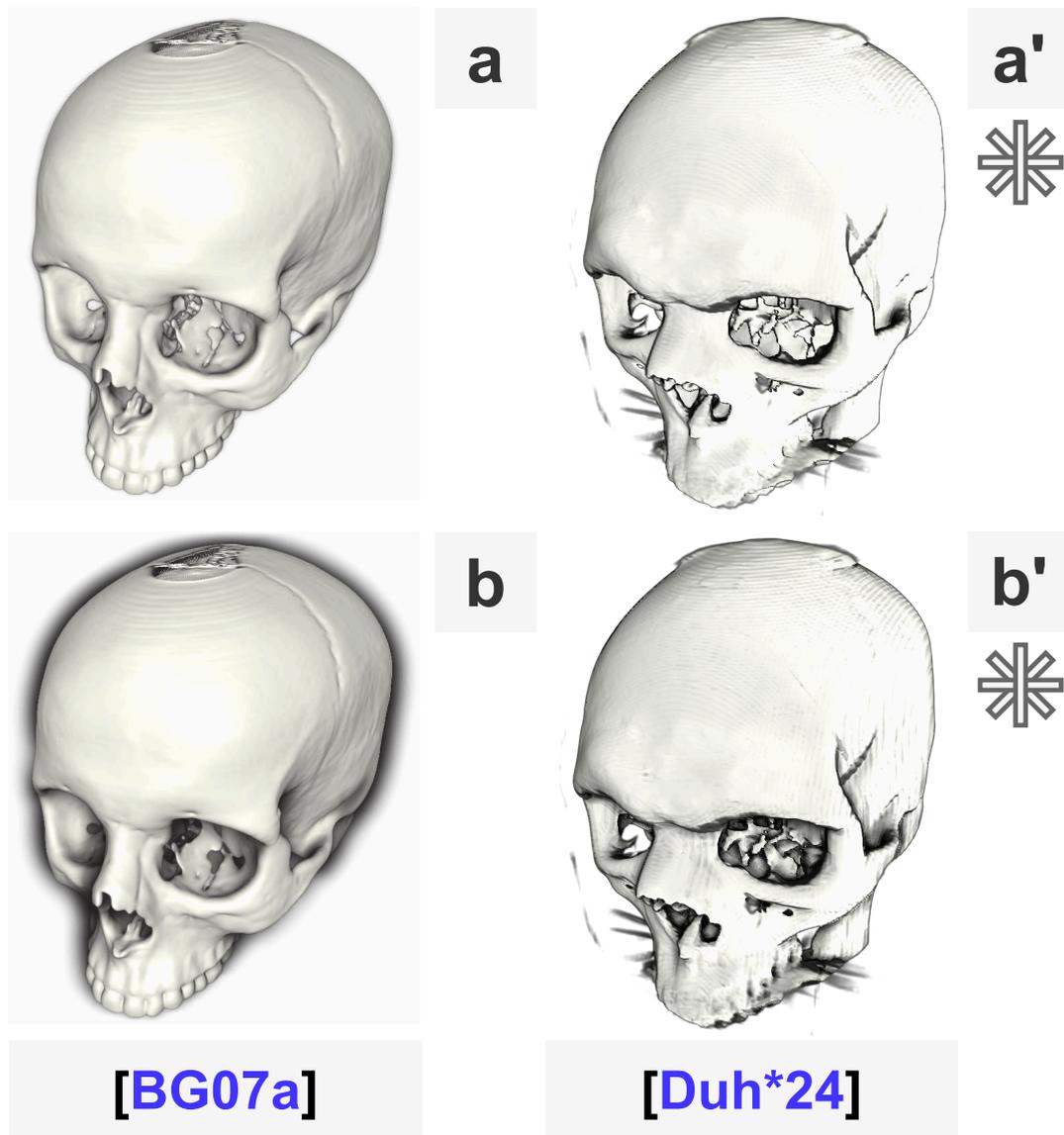


**FIGURE 3.32** – Comparaison du rendu illustratif proposé par [BG07a] à notre rendu. L’illustration pour [BG07a] est extraite du travail original, **Figure 7, dernière colonne** (Illustration **Copyright Computer Graphics Forum**)

Jeu de données	Seuils	Fonction de transfert
<b>a</b>	$th_l = 30\%, th_h = 75\%$	Identique à la <a href="#">figure 3.23</a>
<b>b</b>	$th_l = 30\%, th_h = 75\%$	Identique à la <a href="#">figure 3.16</a>
<b>c</b>	$th_l = 30\%, th_h = 50\%$	Identique à la <a href="#">figure 3.17</a>
<b>d</b>	$th_l = 30\%, th_h = 75\%$	Identique à la <a href="#">figure 3.25</a>

**TABLE 3.2** – Conditions des mesures de performances résumées sur la [figure 3.37](#).

[Jim+16] : la carte de profondeur des surfaces TROA doit être échantillonnée à plusieurs reprises pour chaque pixel afin de déterminer l’horizon maximum. L’étape la plus longue est l’extraction et construction des surfaces TROA, qui représentent en moyenne 70% du temps total de production

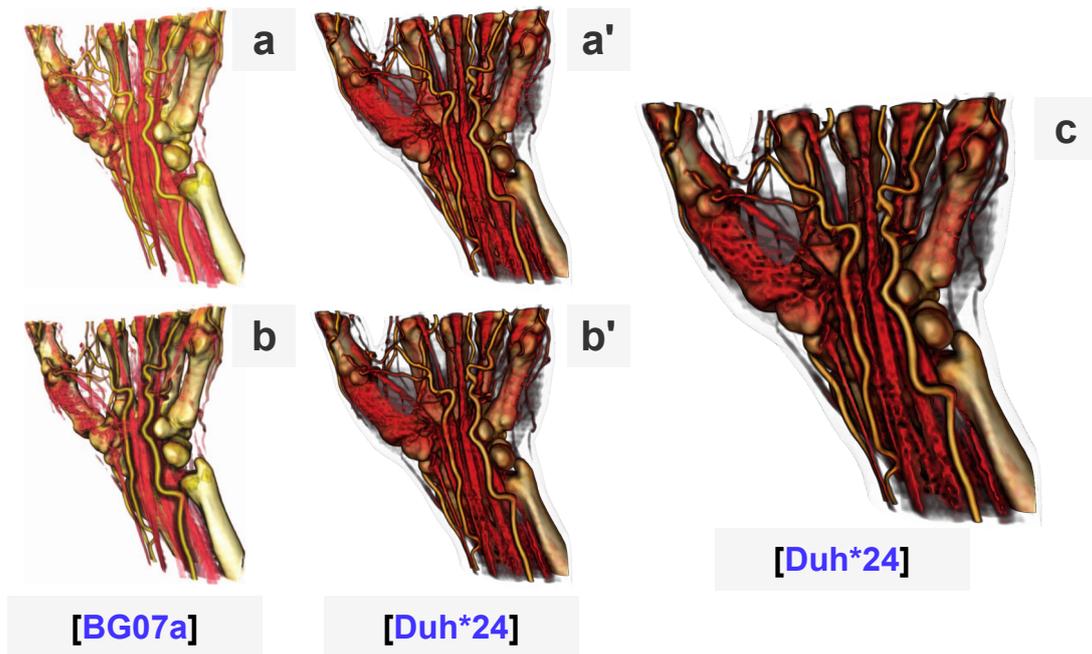


**FIGURE 3.33** – Comparaison des halos de [BG07b] utilisés pour obtenir un effet d’occlusion ambiante à notre occlusion ambiante par HBAO, illustré sur un volume de scanner de crâne humain. L’illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, **Figure 4.a (haut) et Figure 4.b (bas)** (Copyright IEEE).

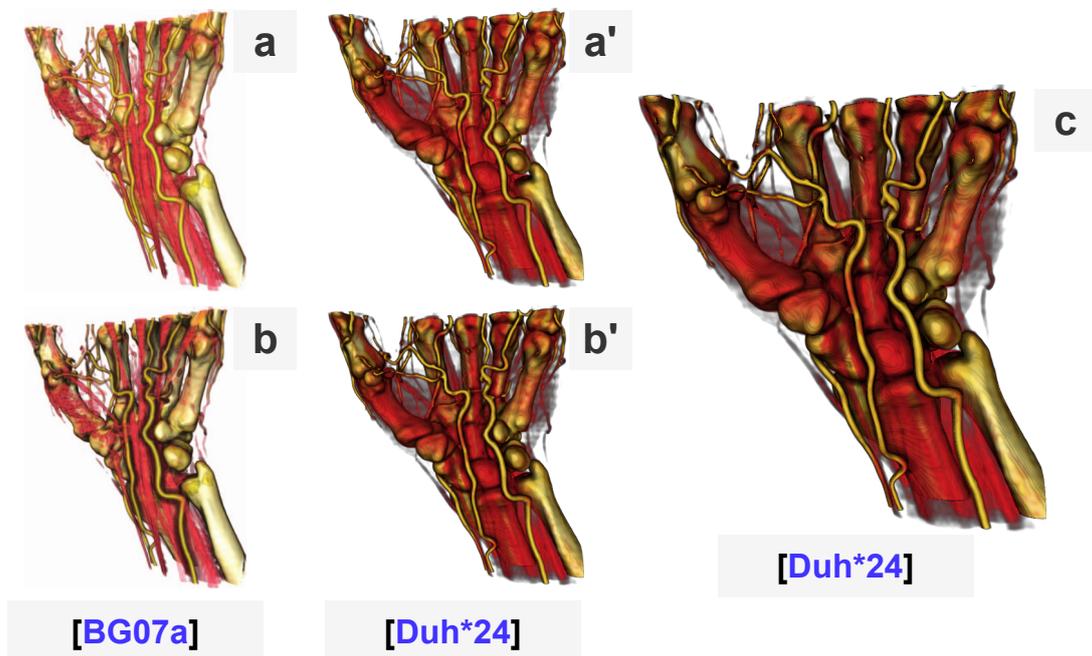
de l’image. Nous pensons qu’il serait possible de diminuer radicalement ce temps en étendant ou remplaçant notre méthode d’échantillonnage adaptatif par une autre, plus prédictible pour le GPU.

### 3.7 Intégration

L’ensemble du travail présenté ici a été intégré dans la partie propriétaire du framework de l’IRCAD, Sight [IRC24] et est utilisé dans plusieurs applications du projet **Disrumpere**. L’intégration du rendu volumique direct basé TROA dans des applications concrètes est détaillée dans le **chapitre 5, section 5.2**.



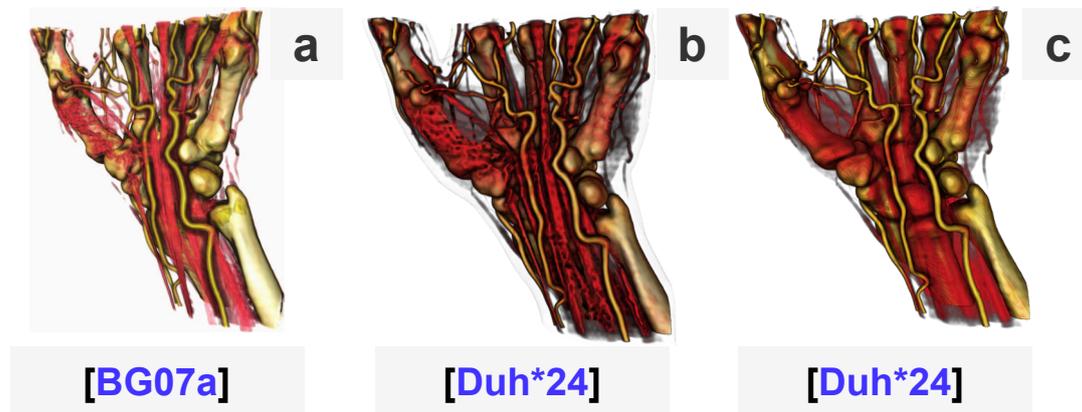
**FIGURE 3.34** – Comparaison des halos de [BG07b] à notre occlusion ambiante par HBAO sur un scanner de main humaine, en utilisant une seule fonction de transfert. L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, **Figure 6.a (haut) et Figure 6.d (bas)** (Copyright IEEE).



**FIGURE 3.35** – Comparaison des halos de [BG07b] à notre occlusion ambiante par HBAO sur un scanner de main humaine, en utilisant deux fonctions de transfert. L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, **Figure 6.a (haut) et Figure 6.d (bas)** (Copyright IEEE).

### 3.8 Synthèse

Nous avons présenté un nouveau type de **rendu volumique illustratif**, dont les performances sont **temps-réel** et orienté vers **l'expressivité**. Nous l'avons appliqué à des jeux de données médicaux,



**FIGURE 3.36** – Résumé de notre comparaison aux halos de [BG07b] à notre occlusion ambiante par HBAO en utilisant une et deux fonctions de transfert (resp. centre, droite). L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, **Figure 6.d** (Copyright IEEE).

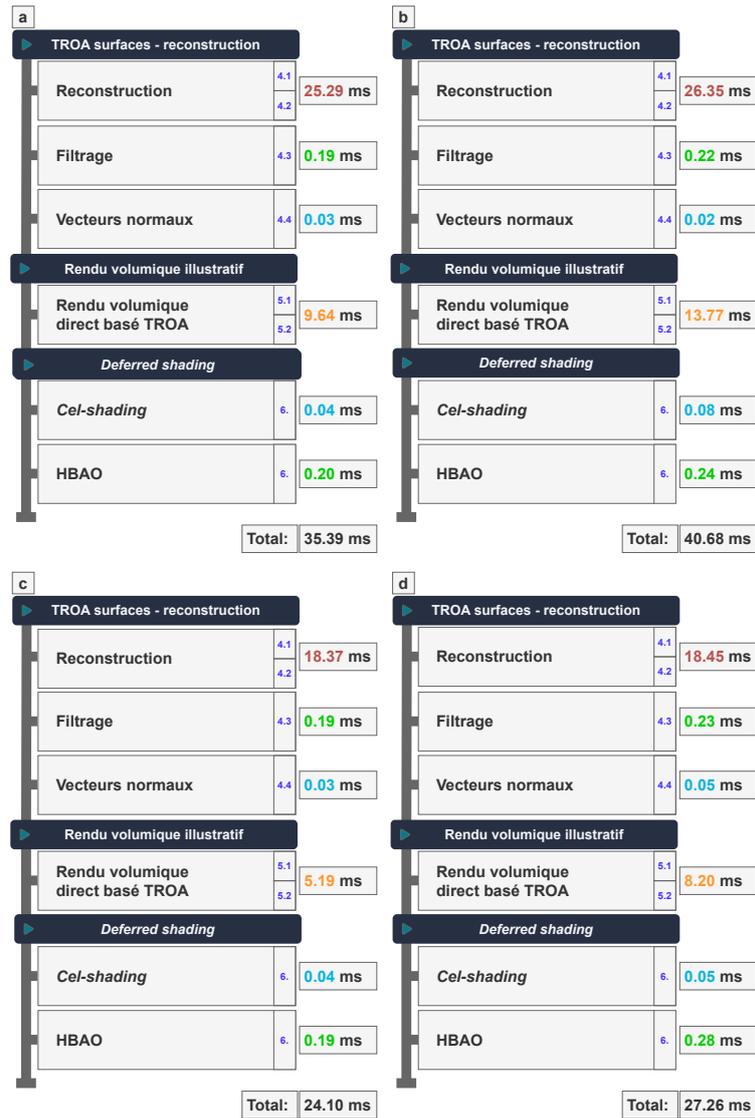
mais également aux jeux de données standards utilisés par la communauté. Les rendus que nous obtenons correspondent bien aux attentes formulées. Nous avons également comparé nos rendus aux principaux logiciels et méthodes existants. Basée sur la construction d'une surface intégrale accumulant les opacités, notre méthode permet d'exploiter les techniques d'ombrage en temps réel les plus récentes dans un contexte de rendu volumique illustratif. Enfin, nous avons montré qu'il est possible de transférer des effets et des méthodes d'ombrage différenciés habituellement appliqués à des modèles surfaciques uniquement, et ainsi d'en faire bénéficier le rendu volumique direct. Dans le chapitre suivant, nous souhaitons pousser plus loin l'évaluation de notre méthode, notamment son adéquation au contexte médical.

## Compléments

Nous développons certains résultats en annexe :

- L'[annexe A](#) étend la [figure 3.24](#) en utilisant d'autres fonctions de transfert, en montrant d'autres points de vue et des images sur d'autres jeux de données.
- L'[annexe B](#) illustre l'apport des différents éléments utilisés dans notre méthode, cette fois-ci sur le jeu de données **d**.

Le [chapitre 5](#) traite de l'intégration de ce travail dans un contexte applicatif inscrit dans les projets menés par l'[IRCAD](#).



**FIGURE 3.37** – Performances de notre rendu volumique basé TROA, estimé sur les jeux de données a, b, c et d. Chaque total représente le temps nécessaire à la réalisation d’une image affichée à l’écran.

---

# 4. Étude de cas : impact de la méthode de rendu dans l'analyse d'images médicales

---

## Résumé

---

Évaluer la pertinence d'une technique de visualisation est un problème difficile, et d'autant plus lorsque les données à visualiser sont *sensibles*. Dans le cadre des données volumétriques, il est important que l'utilisateur puisse se repérer et s'orienter dans l'espace, tout en ayant la capacité d'identifier des sémantiques visuelles clés. En d'autres mots, *exploiter* l'image affichée à l'écran.

Le rendu volumique, dans le contexte de la visualisation scientifique, est un outil complexe qu'un critère seul ne permettrait d'évaluer pertinemment. Spécifiquement, la perception des formes et de la profondeur sont à différencier des aspects artistiques (matériaux, couleurs, nature des réflexions si présentes, etc.). Nous proposons pour cela un protocole complet d'évaluation qui contient une suite de tâches d'annotations à soumettre à des utilisateurs, ainsi qu'un jeu de données prévu à cet effet.

Nous présentons dans cette section :

- **Les objectifs** de l'évaluation. Ce thème est abordé dans la [section 4.1](#).
- **La méthodologie d'évaluation** et les métriques. Ce thème est abordé dans la [section 4.2](#).
- **Le jeu de données de test**, la méthode d'élaboration, son contenu, la validation de ce dernier. Ce thème est abordé dans la [section 4.3](#).
- **Une étude des biais potentiels**, et les mesures mises en place pour les compenser ([section 4.4](#)).
- **Un exemple typique de tâche réalisée par un participant à l'évaluation** ([section 4.5](#)).

Enfin, nous présentons dans la [section 4.6](#) les résultats statistiques obtenus.

## 4.1 Objectifs

Nous avons montré dans le [chapitre 3](#) que le rendu volumique basé TROA présente un intérêt en tant que sujet de recherche. Nous avons également mentionné que ce mode de rendu volumique est susceptible d'être apte à afficher des données bruitées, telles que l'échographie ([sous-section 3.6.4](#)).

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'intérêt du rendu volumique basé TROA dans le contexte des objectifs du projet Disrumpere décrits dans la [section 1.3](#) relatifs à la visualisation intra-opératoire. Pour cela, nous évaluons et comparons le rendu volumique basé TROA à une autre technique de rendu volumique classique qui ne nécessite pas de réglages fins par l'utilisateur durant la visualisation : le rendu volumique basé-gradient avec éclairage de Phong, et proposons une méthodologie d'évaluation basée sur la réalisation de tâches techniques spécifiques que nous décrivons dans la [section 4.2](#).

## 4.2 Méthodologie

### 4.2.1 Évaluer une technique de rendu : un problème de métriques

Nous proposons de suivre le consensus du domaine [[GU95](#); [PH03](#); [PH04](#); [SD05](#); [KS08](#); [For10](#); [Dom+11](#); [St+24](#)], qui consiste à évaluer indirectement le rendu à l'aide de suites de tâches techniques, pour ensuite étudier comment ces dernières ont été réalisées (temps, précision, ...).

Dans le contexte applicatif du projet Disrumpere ([section 1.3](#)) et des objectifs de l'IRCAD, nous nous intéressons en particulier à effectuer nos évaluations dans le contexte de la visualisation du **foie** et de ses **structures internes**. Nous détaillons plus spécifiquement les métriques utilisées dans la [sous-section 4.2.2](#). Le jeu de données de test que nous avons établi pour ce faire est décrit, dans la [section 4.3](#).

### 4.2.2 Choix des métriques d'évaluation

Nous proposons pour cela d'analyser quatre indicateurs (résumées dans le [tableau 4.1](#)) lors de l'interaction de l'utilisateur avec l'outil de test. Les métriques pour chaque indicateur sont quant à elles spécifiées dans le [tableau 4.2](#). Nous pouvons de ce fait comparer :

- La confiance dans la réalisation de l'acte. Nous étudierons pour cela le ressenti des utilisateurs (qualitativement) et le placement de points dans la scène. Spécifiquement, nous comparons le placement d'annotations entre les modalités d'imagerie et entre les techniques de rendu volumique employées.
- La précision, à la fois par rapport à une référence fournie par un expert et à une autre modalité.

## 4.3 Jeu de données de test

Nous proposons de réaliser notre évaluation à l'aide d'un ensemble de volumes acquis lors de l'établissement du jeu de données TRUSTED [[Ndz+23](#)], et décrivons dans cette section son contenu ainsi que sa construction. **L'intégralité des étapes décrites dans cette section ont été réalisées en amont du protocole d'évaluation.** Aucun utilisateur n'est amené à suivre ces étapes.

Identifiant	Type	Description
Ta1	Annotation	Bifurcation de la veine porte
Ta2	Annotation	Confluence veine hépatique - veine cave inférieure
Q1	Question qualitative	Ressenti : évaluation de son orientation dans l'espace
Q2	Question qualitative	Ressenti : comparaison aux images de références de livres sur l'anatomie, <b>sans considérer les aspects artistique</b>
Q3	Question qualitative	Ressenti : difficulté de la tâche d'évaluation

**TABLE 4.1** – Les indicateurs que nous utilisons pour notre évaluation. Les métriques présent en compte pour chaque indicateur sont détaillées dans le [tableau 4.2](#).

Identifiant	Métriques	Motif
Ta1 , Ta2	Position moyenne, nombre de points, écart type entre les points, temps	Confiance dans la tâche, Précision
Q1	Score sur une échelle de Likert (1-5)	Confiance dans la tâche, Ressenti
Q2	Score sur une échelle « continue » allant de 0 à 1	Information qualitative sur la modalité en elle-même (ultrason), Ressenti
Q3	Score sur une échelle de Likert (1-5)	Ressenti

**TABLE 4.2** – Métriques d'évaluation pour chaque indicateur.

### 4.3.1 Acquisition

Le protocole exact d'acquisition est disponible dans la publication originale [Ndz+23], dont nous proposons un bref résumé.

Les images médicales utilisées dans le jeu de données TRUSTED ont été à titre prospectif dans le cadre de l'étude du même nom : *Tridimensional renal ultrasound tomodensitometry database* (RCB : 2020-A01029-30/SI : 20.05.01.539110), approuvé par le Comité de Protection des Personnes Sud-Méditerranée II. 48 patients âgés de 18 à 80 ans ont consenti à participer à cette étude au sein du Nouvel Hôpital Civil de Strasbourg en partageant les données obtenues dans le cadre de leur traitement. Les images de scanner CT ont été acquises en trois phases (sans produit de contraste, après injection et diffusion du produit, et durant la phase d'élimination) à la résolution  $512 \times 512 \times (586 \pm 219)$ , avec un écartement de  $(0.81 \pm 0.08)\text{mm} \times (0.81 \pm 0.08)\text{mm} \times (1.05 \pm 0.28)\text{mm}$  par un scanner *Siemens Somatom Force 384*. L'acquisition d'images par échographie a été conduite immédiatement après le scanner) l'aide de deux sondes : une sonde transabdominale 3D Siemens Acuson S3000 7CF1 HD et une sonde transabdominale 2D régulière du même échographe. Les données ont été anonymisées en supprimant les informations sensibles sur les images et dans les méta-données DICOM.

### 4.3.2 Sélection des données

Nos métriques d'évaluation décrites ci dans la [sous-section 4.2.2](#) imposent des restrictions sur les données utilisables, qui doivent remplir les critères suivants :

1. Au moins une des deux structures d'intérêt doit être présente **et visible** sur le volume d'images échographiques et sur le scanner CT.
2. Des points anatomiques clés tels que la bordure inférieure du foie doivent être identifiables pour permettre le recalage des deux volumes. Nous détaillerons cela plus en détails dans la [sous-section 4.3.3](#).

Nous avons de ce fait sélectionné par élimination les données des patients 47,53,72, 87, 114, 118 (sous la nomenclature de [Ndz+23]), soit 12 volumes au total. Le premier critère nous impose de plus de nous restreindre aux volumes reconstruits à partir d'images planaires, car les volumes acquis par la sonde 3D ne contiennent pas suffisamment de contexte pour remplir ledit critère.

### 4.3.3 Recalage

Les volumes « bruts » (tels que fournis dans le jeu de donnée d'origine) ne sont pas placés dans un repère commun. Spécifiquement, les volumes de scanner CT sont placés dans le repère arbitraire de l'outil d'acquisition, tandis que les volumes d'images échographiques sont placés dans un repère relatif au dispositif de suivi électromagnétique (dont la position change entre les acquisitions).

Afin de ne pas altérer davantage l'aspect des structures anatomiques (qui peuvent avoir des différences de formes du fait de phénomènes physiologiques, comme la respiration), nous avons déterminé empiriquement une matrice de recalage rigide entre chaque paire de volume de scanner et de volume d'images échographiques selon le protocole d'annotation ci-après.

#### Hypothèses et conditions initiales

- Les volumes ont été reconstruits au préalable, à la plus haute définition possible.
- Les volumes de scanner CT et les images échographiques sont triés par patient *avant* le processus, i.e. processus de recalage n'est pas affecté par de potentiels mélanges.
- Les volumes d'images échographiques remplissent les critères de sélection détaillés dans la section précédente.

**Matériel et logiciels utilisés** Le recalage a été réalisé à l'aide des outils fournis par [Fed+12]. Spécifiquement, nous utilisons :

- Le module `Transforms` afin d'ajuster la matrice de recalage rigide.
- Les modules `DICOM` et `data` pour naviguer entre les images.
- Deux des `scènes 2D`, configurées pour afficher le volume ultrason en transparence sur le scanner `CT` dans la coupe axiale et dans la coupe sagittale.
- La `scène 3D` afin de permettre de guider les changements.

### Procédure de recalage

1. Démarrer `Slicer`.
2. Charger le volume de scanner `CT` et l'image échographique volumique reconstruite.
3. Modifier l'origine des volumes pour qu'elles soient identiques. En pratique, nous choisirons  $(0; 0; 0)$  pour les deux volumes.
4. Créer une matrice de transformation rigide par le module `Transforms`.
5. Appliquer la matrice à l'image échographique volumique.
6. Sur les `scènes 2D`, afficher l'image échographique volumique en transparence au-dessus du volume de scanner `CT`.
7. Repérer une bordure du foie (la bordure inférieure de préférence, qui est la plus marquée) sur chacun des deux volumes.
8. Modifier la matrice de rotation jusqu'à ce que les bordures coïncident.
9. Repérer une structure anatomique remarquable (recommandation : bifurcation de la *veine porte*).
10. Ajuster la matrice de recalage pour que les bordures du foie et la structure anatomique remarquable coïncident.

**Contrôle et validation** À la fin de cette procédure, l'expert réalisant le recalage est amené à confirmer la qualité de la matrice de recalage proposée. Nous procédons pour cela en deux temps :

1. Une confirmation dans la scène 3D de Slicer, qui permet de vérifier grossièrement la position des volumes dans l'espace.
2. Une confirmation dans une application de notre réalisation, dédiée à cette tâche (figure 4.1).

Après ce dernier contrôle visuel, l'expert choisi soit d'affiner la matrice de recalage (et reprend ainsi la procédure précédente), soit de valider la qualité. **On notera que cette étape est essentiellement qualitative** : elle a pour but de permettre à l'expert de prendre du recul quant à la qualité, tout en offrant un retour visuel de l'utilisation en conditions réelles.

Le nombre d'itérations du processus de recalage (incluant toutes les étapes de la procédure) et le contrôle visuel décrit dans cette section, sont récapitulés dans le tableau 4.3. On notera que les volumes ont été recalés dans l'ordre croissant du numéro de patient, et que les chiffres suggèrent que le niveau d'exigence n'a pas diminué durant la procédure.

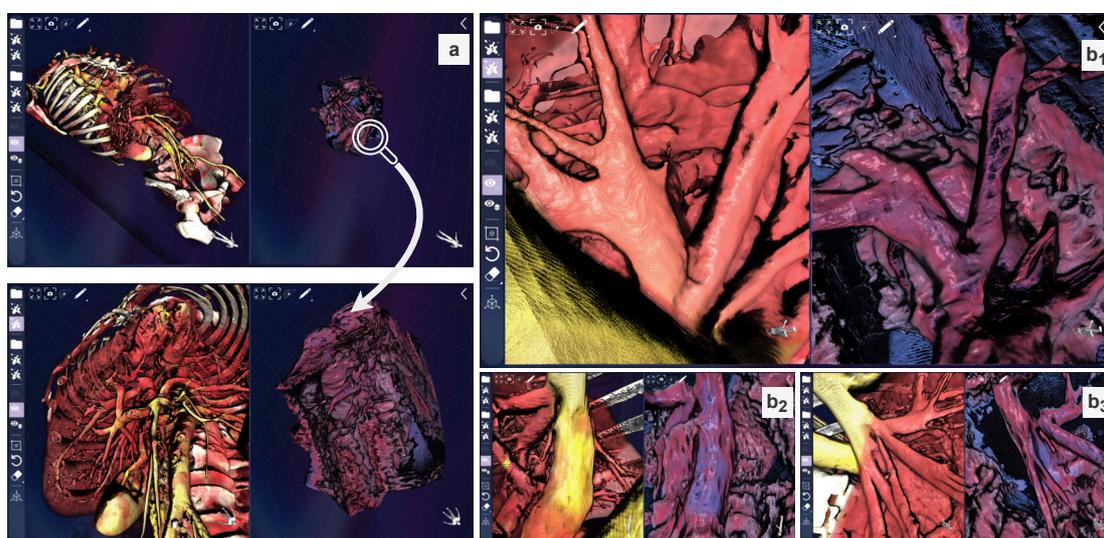
## 4.4 Étude des biais potentiels

Nous avons relevé les potentiels biais ci-après, pour lesquels nous proposons de compenser par les mesures décrites dans la sous-section 4.4.1.

1. Avoir vu le même patient dans une autre modalité risque d'influer sur les résultats de la seconde annotation.

Patient	Nombre d'itérations du processus de recalage
47	3
53	2
72	1
87	3
114	1
118	3

**TABLE 4.3** – Nombre d'itérations du processus d'annotation par patient avant d'obtenir une qualité jugée suffisante par l'expert médical. Les volumes ont été recalés dans l'ordre croissant du numéro de patient : le niveau d'exigence n'a ainsi pas diminué au courant de la procédure.



**FIGURE 4.1** – Exemple de vérification d'un recalage entre un scanner CT et un volume de données échographique, respectivement sur la gauche et sur la droite de chaque image. Une fois le recalage effectué à partir des plans 2D, l'expert est amené à vérifier les performances de son recalage en 3D dans une application prévue à cet effet. **a** : Confirmation grossière à plusieurs niveaux de zooms. **b<sub>1,2,3</sub>** : Confirmation fine par structure, anatomique du foie, respectivement : bifurcation de la veine porte, aorte, bifurcation de la veine porte (deuxième angle de vue). La caméra et les contrôles sont synchronisés entre les deux scènes, permettant une évaluation qualitative de la qualité du recalage.

2. Les questions qualitatives risquent de refléter davantage comment l'échographie est perçue que la qualité de la visualisation .
3. La spécialité et le corps de métier du participant (chirurgie hépatique, chirurgie générale, ...) et la familiarité avec l'imagerie 3D risque d'influer sur les résultats globaux.

#### 4.4.1 Mesures mises en œuvre pour compenser les biais

Sous la même numérotation qu'au paragraphe précédent :

1. Le logiciel indique aux participants que « les deux volumes ne sont pas nécessairement issues de données acquises sur le même patient ».
2. Pour chaque élément du jeu de test, nous proposons quatre variantes de suite de tâches par patient (tableau 4.4), où l'ordre et la technique de visualisation varient. Ces variantes sont détaillées dans le tableau 4.5. La variante et le patient sont de ce fait choisis aléatoirement

pour chaque participation parmi les 24 possibilités, ce qui nous permet d'ailleurs d'évaluer la consistance des réponses aux questions qualitatives posées aux participants.

3. Nous proposons d'étudier les résultats par « catégorie » de participants. Spécifiquement : par **expérience**, par **profession** et par **spécialité**.

Identifiant	Description
Ta1/2-CT	Ta1/2, réalisée sur le volume CT, visualisé par rendu volumique basé de type Phong basé gradient
Ta1/2-E-Phong	Ta1/2, réalisée sur le volume échographique, visualisé par rendu volumique de type Phong basé gradient
Ta1/2-E-TROA	Ta1/2, réalisée sur le volume échographique, visualisé par rendu volumique basé TROA

**TABLE 4.4** – Les différentes tâches d'annotations pouvant être proposées à un participant à l'étude. Ces tâches sont ordonnées selon quatre variantes de [tableau 4.5](#).

Variante	Ordre des tâches
a	Ta1-CT → Ta2-CT → Ta1-E-TROA → Ta2-E-TROA
b	Ta1-CT → Ta2-CT → Ta1-E-Phong → Ta2-E-Phong
c	Ta1-E-TROA → Ta2-E-TROA → Ta1-CT → Ta2-CT
d	Ta1-E-Phong → Ta2-E-Phong → Ta1-CT → Ta2-CT

**TABLE 4.5** – Variantes des flux de tâches à réaliser, où les identifiants pour chacune des tâches sont ceux fournis dans le [tableau 4.4](#).

## 4.5 Exemple de travail d'annotation

### 4.5.1 Tutoriel et méta-données

Les participants commencent par renseigner leur âge, leur profession, leur spécialité et leur expérience dans cette dernière. Ils suivent ensuite le tutoriel de l'application, qui leur est automatiquement présenté. Le logiciel présente l'ensemble des outils disponibles (et comment les utiliser), ainsi que l'objectif général de l'étude à laquelle l'utilisateur participe : évaluer l'impact de la technique de visualisation sur la perception d'une image échographique médicale. Une fois le tutoriel terminé, le logiciel demande à l'utilisateur de quantifier la qualité des explications qui viennent d'être fournies avant de procéder à une tâche d'annotation.

#### Résumé

**But** : Présenter le logiciel et les outils disponibles à l'utilisateur.

**Durée typique** : Environ 3 minutes.

## 4.5.2 Tâche : placement de points sur des structures anatomiques clés

Une fois le tutoriel terminé, le logiciel présente au participant la première tâche d'annotation à réaliser. L'ordre dans lequel les tâches se succèdent est aléatoire, mais correspond à l'une des variantes définies sur le [tableau 4.5](#), définie pour chaque patient (47-a, 47-b, 47-c, 47-d, 53-a, etc.); chaque participant annote ainsi quatre fois sur deux volumes de données.

Le placement de points clés se fait en **les plaçant et en les glissant sur des plans alignés sur l'image** et non pas en sélectionnant un point sur le rendu volumique. On notera que le choix d'un point sur un rendu volumique est un sujet d'étude à part entière [Wie+12] que nous préférons contourner pour cette évaluation. Les questions qualitatives décrites en [tableau 4.1](#) sont affichées à tout moment, et l'utilisateur peut fournir un commentaire écrit pour chaque réponse.

La [figure 4.2](#) illustre un exemple de tâches d'annotations qui se succèdent.

### Résumé

**But** : Évaluation des performances dans une tâche exploitant une visualisation par rendu volumique.

**Durée typique** : Environ 10 minutes.

## 4.5.3 Conclusion

Les quatre tâches d'annotations complétées, nous concluons l'acquisition par des questions qualitatives. Spécifiquement, nous demandons au participant :

1. D'évaluer l'ergonomie du logiciel. **Motif** : nous nous intéressons à l'impact de l'outil en lui-même - qui est susceptible d'influer la performance.
2. D'évaluer la difficulté de placer des plans - et donc d'annoter.
3. De fournir un retour plus général sur le protocole d'évaluation, en nous indiquant si l'utilisateur juge nos choix de structures anatomiques pertinents ou non.

### Résumé

**But** : Obtenir un retour général sur le ressenti du participant quant à l'application (son expérience d'utilisation) et nos partis pris scientifiques.

**Durée typique** : Environ 2 minutes.

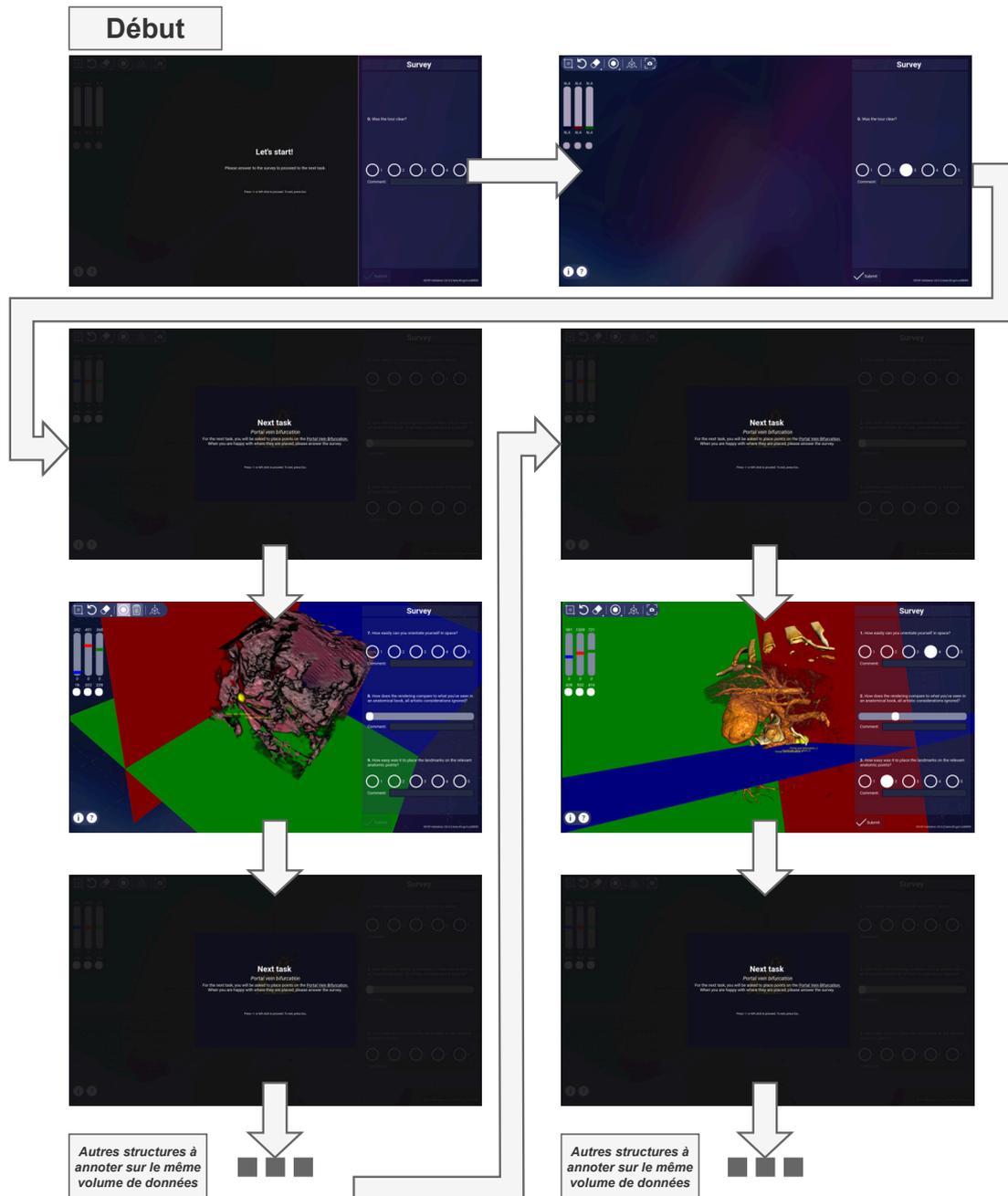


FIGURE 4.2 – Tâches d’annotations successives réalisées par un utilisateur.

## 4.6 Mise en pratique

Nous présentons dans cette section les résultats obtenus en faisant suivre le protocole décrit dans la [section 4.5](#) à un expert médical.

### Profil

Flavio Milana, MD

**Statut** : Chirurgien spécialisé dans en chirurgie hépato-pancréato-biliaire.

**Expérience professionnelle** :  $\approx$  7 années (chirurgie générale) et 2 années en chirurgie hépato-pancréato-biliaire.

**Habitué à l'échographie en contexte intra-opératoire** : Oui

### Affiliations :

*Department of Biomedical Sciences, Humanitas University, Milan, Italy*

*Surgical Data Science Team, IRCAD France, Strasbourg, France*

Le Docteur Milana est un chirurgien expérimenté, habitué à l'usage d'images échographiques pour des applications intra-opératoires, qui a contribué à l'établissement du protocole. Spécifiquement, le Docteur Milana a influencé les structures anatomiques pour les tâches [Ta1/2](#) données dans le [tableau 4.1](#) en se basant sur son expérience en salle opératoire : ces deux structures anatomiques sont des points de repère typiquement utilisés par les praticiens.

Le profil du docteur Milana est celui de l'utilisateur type des applications du projet *Disruptere* ([section 1.3](#)), et nous l'avons de ce fait invité à participer à cette étude.

### 4.6.1 Annotations

Les résultats présentés dans cette section ont été obtenus en appliquant le protocole d'annotation décrit dans la [section 4.5](#) à l'ensemble des volumes du jeu de données, dans l'ordre croissant du numéro patient. Pour limiter l'influence de l'ordre dans lequel les volumes sont annotés, l'ordre dans lequel les variantes ont été annotées a également été mélangé ([tableau 4.6](#)).

**Nous faisons l'hypothèse que les annotations sur scanner sont parfaites**, i.e. que le placement des points sur la structure reflètent fidèlement la localisation de la structure anatomique dans une marge d'erreur négligeable.

Patient	Ordre	Patient	Ordre
47	a → b → c → d	53	b → c → d → a
72	c → d → a → b	87	d → a → b → c
114	a → b → c → d	118	b → c → d → a

**TABLE 4.6** – Ordre dans lequel les volumes servant de référence-expert ont été annotés. Les lettres sont les variantes de flux d'annotation spécifiées dans le [tableau 4.5](#).

### 4.6.2 Statistiques

**a. Placement des points de repère sur les structures clés.** Nous présentons les statistiques sur les annotations de la référence-expert dans les tableaux suivants ([tableau 4.7](#) pour le **patient 47**, [tableau 4.8](#) pour le **patient 53**, [tableau 4.9](#) pour le **patient 72**, [tableau 4.10](#) pour le **patient 87**,

tableau 4.11 pour le **patient 114**, tableau 4.12 pour le **patient 118**). Dans chaque tableau, les lettres sont les variantes de flux d'annotation spécifiées dans le tableau 4.5. Les éléments des colonnes *scanner* et *échographie* sont les positions  $XYZ$  des points choisis pour chaque structure, selon les identifiants spécifiés dans le tableau 4.1. Pour tous les points, le repère est l'origine du monde, commune aux deux données (sous-section 4.3.3). L'erreur est la distance usuelle sur  $\mathbb{R}^3$  entre les deux colonnes précédentes. Toutes les grandeurs sont données en **millimètres**.

On remarquera tout d'abord que les écarts entre deux annotations sur scanner CT sont négligeables pour tous les patients entre les différentes variantes de flux d'annotation. Cela indique que notre hypothèse d'étude quant à la *perfection* des annotations sur les volumes de scanner est plausible. L'écart moyen est de l'ordre de la trentaine de millimètres, même sous l'effet d'une réponse aberrante donnée par erreur (tableau 4.8 d).

Une analyse brute des métriques présentées ne permet pas d'identifier de tendance dépendante de la technique de visualisation. Pour cela, il est nécessaire de prendre en compte l'ordre dans lequel tableau 4.6 les annotations ont été obtenues. En prenant ce facteur en compte, nous identifions un gain de précision après la première visualisation par rendu volumique basé TROA, qui est reportée sur les annotations obtenues après. Cela est visible sur l'ensemble des données présentées, à l'exception des annotations pour le **patient 72** (tableau 4.9). Nous attribuons cela à la qualité du volume de données. Visualiser le même volume plusieurs fois semble bien sûr également être un facteur influant (tableau 4.11, tableau 4.12) qu'il nous est difficile de quantifier compte tenu de la quantité de données à disposition.

**b. Confiance et temps.** Le temps passé à annoter un volume de scanner CT est de l'ordre de la trentaine de secondes : le temps moyen est de 34 secondes, et l'écart-type d'environ de 5 secondes. Les métriques qualitatives Q1, Q2 et Q3 sont toutes trois constantes pour les volumes de scanner CT et respectivement de 5/5, 100/100 et 1/5 (la dernière métrique est la difficulté, et a ainsi le score minimal). Cela indique que les annotations placées sur le scanner CT sont, selon le docteur Milana, fiables comme référence.

Le temps passé à annoter un volume d'image échographique est de l'ordre de la minute : le temps moyen est de 56 secondes, et l'écart-type d'environ 7 secondes. Les métriques qualitatives Q1 et Q3 sont également constantes (respectivement 3/5 et 4/5) à l'exception des entrées pour le **patient 72** pour lesquelles elles sont respectivement de 2/5 et 5/5. Q2 varie légèrement : le score moyen est de 29/100 avec un écart-type de 5/100, indiquant que cette métrique est essentiellement influencée par l'acquisition de données plutôt que par le rendu. En effet, malgré le gain en précision, la confiance reste relativement basse, ce qui semble indiquer une « habitude » à rester prudent vis-à-vis de l'échographie en général.

**c. Influence du logiciel et retours sur le protocole.** Le docteur Milana ne relève pas de difficultés particulières relevant du logiciel qui auraient pu influencer les annotations. Similairement, aucun commentaire particulier n'a été émis quant au protocole.

## 4.7 Synthèse

Nous avons présenté un protocole d'évaluation visant à déterminer l'impact de la technique de visualisation dans une tâche technique typique survenant dans le contexte de la visualisation intra-opératoire, et l'avons utilisé pour évaluer le rendu volumique basé TROA. Nous avons pour cela construit un jeu de données comportant deux volumes de données constitué de 6 patients, pour lesquels nous fournissons une image de scanner CT et un volume d'image échographique. Enfin, nous avons mis notre protocole en pratique en le soumettant au docteur Flavio Milana, un praticien expérimenté. Les réponses données par le docteur Milana sont encourageantes : le gain en précision après avoir utilisé est significatif et (presque) systématique sur tous les patients. Les données d'un seul participant ne sont cependant pas suffisantes pour tirer de véritables conclusions

		Patient 47		
		Scanner	Échographie	Erreur
a	Ta1 :	111.12; 140.732; 121.353	150.052; 130.482; 162.418	57.50736778013753
	Ta2 :	172.715; 122.312; 144.756	138.994; 40.9975; 121.398	91.07551765018961
b	Ta1 :	108.319; 140.733; 116.865	158.328; 128.344; 153.705	63.33697973538052
	Ta2 :	177.933; 122.312; 149.483	150.637; 81.9356; 94.1159	73.76205701693792
c	Ta1 :	107.956; 140.42; 117.321	114.426; 144.458; 154.086	37.547723885743075
	Ta2 :	181.627; 117.38; 147.577	123.433; 91.4878; 116.27	70.9723601540769
d	Ta1 :	107.951; 143.089; 111.923	57.9127; 143.168; 152.804	64.6149662917965
	Ta2 :	177.623; 123.557; 153.079	146.304; 131.288; 139.985	34.81524031225405

TABLE 4.7 – Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 47.

		Patient 53		
		Scanner	Échographie	Erreur
a	Ta1 :	135.081; 93.1897; 135.168	138.706; 94.6149; 119.929	15.72892053003003
	Ta2 :	159.903; 115.733; 176.077	164.575; 121.787; 152.888	24.417375391306898
b	Ta1 :	133.494; 93.3277; 133.359	167.768; 118.158; 155.822	47.91489583720286
	Ta2 :	164.646; 111.751; 176.57	97.673; 86.904; 129.587	85.49946448370305
c	Ta1 :	137.697; 93.1929; 138.093	169.617; 124.536; 159.339	49.52442663585314
	Ta2 :	185.918; 129.064; 169.035	94.1553; 85.3026; 142.554	105.05568334102634
d	Ta1 :	68.3866; 126.992; 59.9408	166.104; 119.514; 154.063	135.88082749085686
	Ta2 :	167.156; 117.504; 180.216	94.6739; 89.8446; 122.99	96.40286460873453

TABLE 4.8 – Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 53.

statistiques. Il serait également souhaitable de réaliser des statistiques sur des utilisateurs de différents niveaux de compétences et de différentes spécialités, et de comparer le rendu volumique basé TROA à d'autres techniques de rendu volumique temps réel. Une étude détaillée comporterait

		Patient 72		
		Scanner	Échographie	Erreur
a	Ta1 :	153.564; 109.874; 151.463	106.912; 133.677; 94.5136	77.37070552450713
	Ta2 :	110.253; 133.043; 103.011	166.07; 80.6789; 174.232	104.54648391414223
b	Ta1 :	157.72; 109.875; 148.646	135.067; 109.725; 170.963	31.799833301449866
	Ta2 :	115.688; 134.017; 104.515	125.071; 137.648; 115.946	15.228020587062517
c	Ta1 :	156.227; 107.46; 151.054	111.699; 129.726; 96.5935	73.7866085428108
	Ta2 :	116.465; 131.601; 107.91	167.696; 65.2185; 177.51	108.97436243103236
d	Ta1 :	154.981; 112.288; 148.185	193.596; 131.195; 165.281	46.269494161920555
	Ta2 :	121.413; 136.432; 105.461	115.115; 133.425; 101.401	8.074060502621956

TABLE 4.9 – Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 72.

		Patient 87		
		Scanner	Échographie	Erreur
a	Ta1 :	140.325; 130.868; 87.7796	N.A.	N.A.
	Ta2 :	178.487; 120.288; 119.614	N.A.	
b	Ta1 :	142.842; 117.181; 103.433	N.A.	N.A.
	Ta2 :	164.505; 128.126; 116.885	N.A.	
c	Ta1 :	121.814; 124.892; 91.2629	N.A.	N.A.
	Ta2 :	174.365; 111.366; 122.28	N.A.	
d	Ta1 :	124.614; 130.466; 73.9098	N.A.	N.A.
	Ta2 :	170.019; 122.286; 118.345	N.A.	

TABLE 4.10 – Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 87.

idéalement une population supérieure à 80 participants, avec une répartition uniforme de :

- Chirurgiens spécialisés dans le foie (les structures à annoter y figurent toutes),
- Praticiens « généralistes »,

		Patient 114		
		Scanner	Échographie	Erreur
a	Ta1 :	96.4746; 101.038; 74.0645	109.652; 93.1877; 71.1336	15.616057622204137
	Ta2 :	143.58; 145.058; 166.643	165.861; 121.818; 127.507	50.67708611394304
b	Ta1 :	101.827; 98.014; 75.3688	134.36; 82.5345; 53.0073	42.40339245272718
	Ta2 :	139.261; 135.243; 146.13	164.908; 123.511; 134.453	30.524756542845665
c	Ta1 :	132.658; 86.3356; 55.1913	124.01; 106.571; 14.996	45.82489999170756
	Ta2 :	143.581; 137.182; 141.754	160.626; 119.544; 121.902	31.555236855393748
d	Ta1 :	102.553; 98.049; 73.3428	164.586; 116.538; 66.2169	65.12076981125148
	Ta2 :	134.843; 135.246; 141.322	162.887; 116.538; 124.776	37.55296680689824

TABLE 4.11 – Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 114.

		Patient 118		
		Scanner	Échographie	Erreur
a	Ta1 :	108.646; 101.554; 139.227	130.351; 102.42; 97.9021	46.6862328851879
	Ta2 :	152.923; 95.8616; 171.107	155.237; 91.5343; 159.455	12.643149342232718
b	Ta1 :	99.207; 102.293; 134.142	96.1547; 103.315; 84.3635	49.882462665149156
	Ta2 :	141.01; 108.404; 169.241	148.015; 111.548; 165.752	8.433734759879517
c	Ta1 :	106.753; 97.9362; 135.444	127.938; 102.547; 94.4783	46.34924247633394
	Ta2 :	162.004; 100.011; 159.864	149.743; 108.066; 159.148	14.687675173423466
d	Ta1 :	109.777; 97.9363; 135.852	129.044; 99.2191; 96.9894	43.39544381153395
	Ta2 :	148.715; 97.9365; 160.632	149.271; 99.2192; 157.639	3.303407981161268

TABLE 4.12 – Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 118.

— Radiologues,

— Étudiants.

Nous pensons qu'une étude approfondie mériterait d'être conduite dans des travaux futurs, quoique le coût financier peut être conséquent.



---

# 5. Applications et intégration dans un *framework* professionnel

---

## 5.1 Contexte

---

Nous mentionnions dans la [section 1.3](#) que l'intégralité des travaux présentés dans cette thèse sont inscrits dans le contexte du projet *Disruptere*, qui a grandement influencé la direction des recherches présentées.

Le but ce chapitre est de présenter l'intégration de la méthode proposée dans un *framework* professionnel, utilisé comme base commune à différents logiciels de visualisation et d'assistance au geste chirurgical. En particulier, **ce chapitre s'intéresse exclusivement aux aspects d'ingénierie et d'interface utilisateur** liés au rendu volumique basé [TROA](#).

## 5.2 Intégration du rendu volumique direct basé TROA

---

L'ensemble du travail présenté dans le [chapitre 3](#) a fait l'objet d'une intégration dans un contexte de projet d'entreprise.

Nous détaillons dans cette section l'ensemble des développements qui ont été intégrés dans la partie propriétaire du *framework* de l'[IRCAD](#), *Sight* [[IRC24](#)], et comment cela permet l'utilisation du rendu volumique [TROA](#) dans les applications du projet **Disruptere** mené par l'[IRCAD](#) ([section 1.3](#)). Nous illustrons dans les figures ci-après ([figure 5.1](#), [figure 5.2](#), [figure 5.3](#)) des exemples applicatifs faisant usage du travail présenté.

### 5.2.1 *Night Viewer*

---

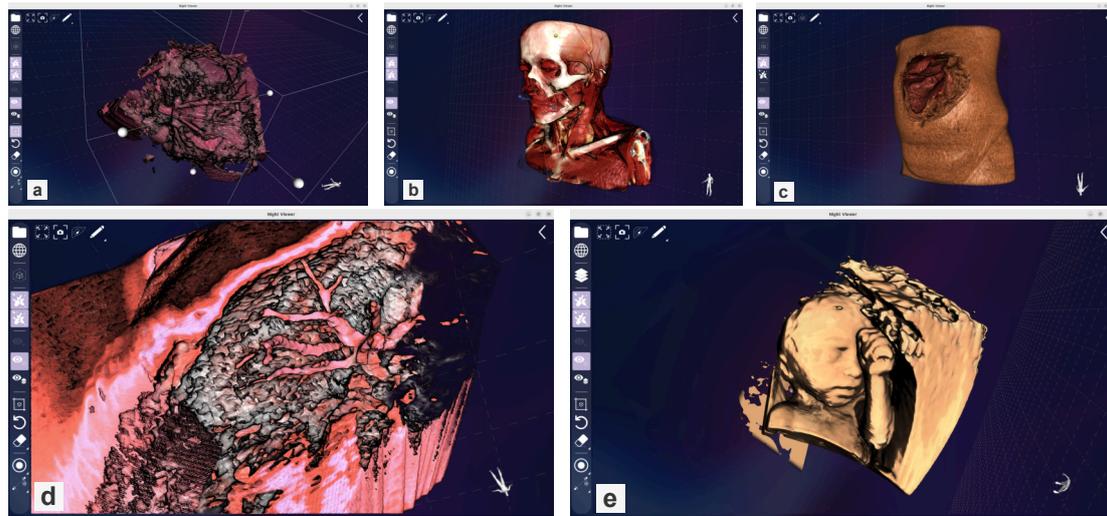
La méthode de rendu volumique présentée en [chapitre 3](#) avait pour vocation d'être tout d'abord intégrée dans un logiciel de référence utilisé en interne à l'[IRCAD](#) : *Night Viewer*. Il s'agit d'une application « générique » de visualisation de données médicales. **Night viewer** supporte désormais l'[IDVR](#) [[VKG04](#)] et le rendu-volumique direct basé [TROA](#) (interchangeable à la volée à tout moment), et la plupart des illustrations fournies pour nos méthodes ont été produites à l'aide de cette application. Toutes les mesures de performances sont données par profilage de *Night Viewer*.

*Night Viewer* est également utilisée pour tester les différents composants d'interface présentés ci-après dans la [section 5.3](#), et plus généralement les interfaces employées dans d'autres applications, dans un cadre moins complexe.

### 5.2.2 *XDVR validation*

---

*XDVR validation* est l'application au centre de l'étude qualitative de perception des utilisateurs menée dans le [chapitre 4](#). Nous décrivons en détail sa place dans notre méthode d'évaluation ci-avant dans la [section 4.5](#).



**FIGURE 5.1** – Exemples d’utilisation de *Night viewer*, application de référence dans laquelle le rendu volumique basé *TROA* a été initialement développé. Les rendus volumiques basés *TROA* présentés utilisent tous les réglages par défaut suggérés dans la sous-section 3.4.1. **a** : Rendu volumique basé *TROA* sur un volume échographique du jeu de données TRUSTED, utilisé pour l’évaluation de la méthode présentée dans le chapitre 4. **b** : Rendu volumique basé *TROA* sur un scanner CT [Kit23]. **c** : *IDVR* [VKG04], sur le même volume de données que la figure 2.10, mais des fonctions de transfert différentes. **d** : Rendu volumique basé *TROA* sur un volume échographique reconstruit à partir d’images planaires. **e** : Rendu volumique basé *TROA* sur un volume échographique acquis par une sonde 3D.

### 5.2.3 *Pteropus*

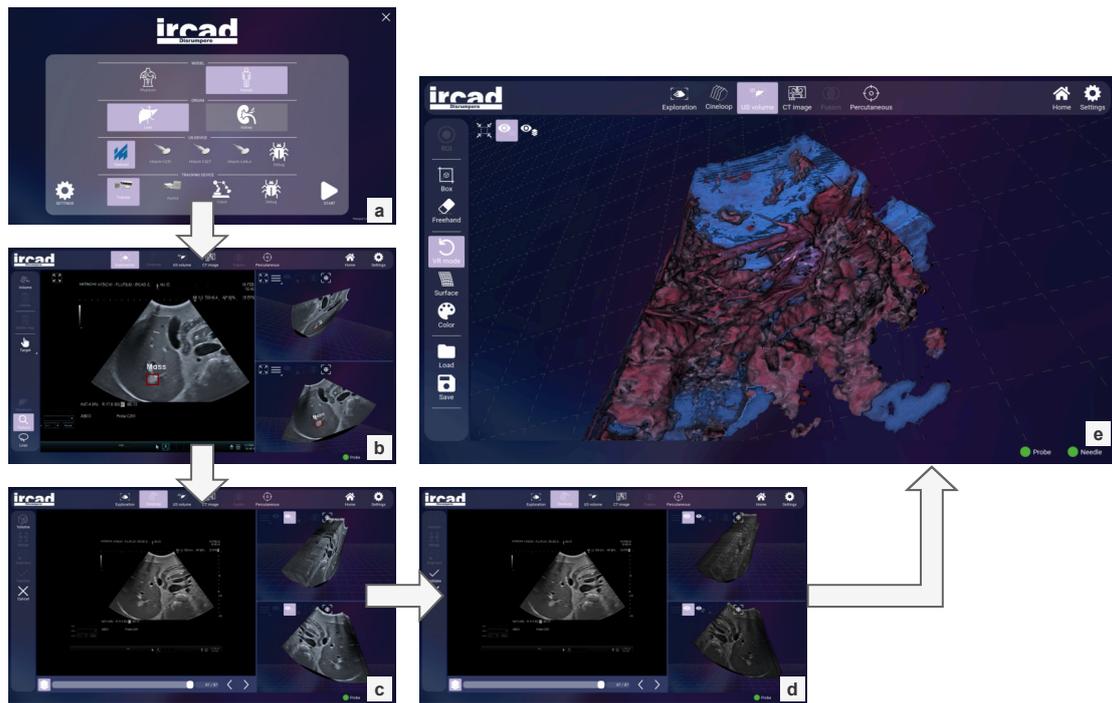
*Pteropus* est une des applications centrales sur laquelle a abouti le projet Disrumpere. Contrairement à *Night Viewer* et à *XDVR validation*, qui sont deux applications dédiées à la visualisation « hors-ligne » (où les données sont connues avant l’utilisation), les images visualisées dans *Pteropus* ont pour but de guider l’utilisateur dans un geste chirurgical. **Le rendu volumique n’est ainsi pas une finalité** dans *Pteropus*, contrairement aux applications précédentes.

#### 5.2.3.1 Présentation du logiciel

L’usage typique de l’application est un procédé en deux temps. L’utilisateur est tout d’abord amené à acquérir un volume de données, comme décrit dans la figure 5.2. *Pteropus* est compatible avec plusieurs sondes échographiques et plusieurs capteurs pour suivre la sonde échographique dans l’espace.

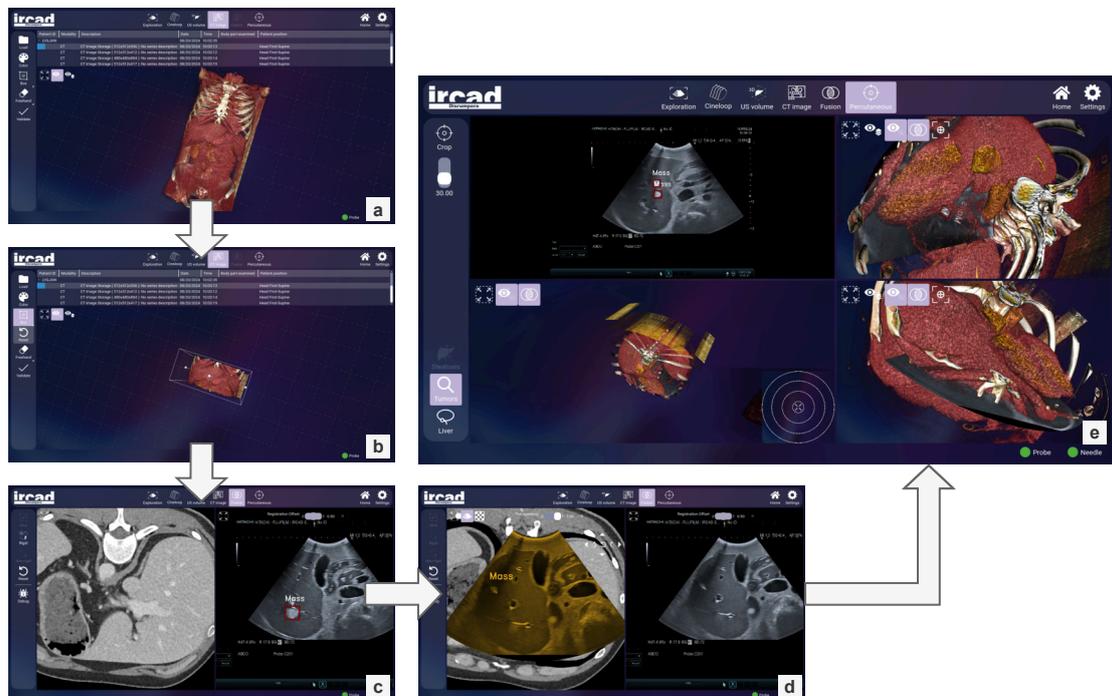
Une acquisition commence par indiquer au logiciel quel matériel sera utilisé (figure 5.2, a), lui permettant de sélectionner la calibration adéquate. L’utilisateur peut ensuite utiliser la sonde échographique pour tout d’abord « prendre en main » l’application et déterminer grossièrement la zone d’acquisition (figure 5.2, b), acquérir un ensemble d’images planaires (figure 5.2, c), et former un volume de données à partir de ces dernières (figure 5.2, d). Enfin, l’utilisateur est amené à inspecter le volume pour planifier l’acte chirurgical, (figure 5.2, e), et répète ces étapes jusqu’à ce qu’il puisse confirmer que les structures d’intérêt figurent bien dans le volume acquis. Le volume peut ensuite être segmenté ou exploré « manuellement », en fonction des besoins de l’utilisateur.

L’acte chirurgical (illustré dans la figure 5.3 par de la chirurgie percutanée) peut être guidé par les données échographiques, ou accompagné d’un autre volume, de scanner par exemple, afin d’obtenir des guides anatomiques plus explicites. L’utilisateur peut à tout moment charger un volume de données supplémentaire (figure 5.3, a), qu’il peut ensuite explorer ou réduire à une zone d’intérêt (figure 5.3, b), et recalcr sur le volume acquis (figure 5.3, c, d). Les deux volumes (mainte-



**FIGURE 5.2** – Acquisition d’un volume de données dans **Pteropus**, et visualisation du volume à l’aide de rendu volumique direct basé **TROA**.

nant superposés dans l’espace) sont finalement affichés (**figure 5.3, e**), permettant à l’utilisateur de choisir la modalité adaptée à ses besoins (volume échographique acquis, segmentations de ce dernier, volume supplémentaire ou une combinaison des données précédentes).



**FIGURE 5.3** – Utilisation d’un second volume de données dans **Pteropus** pour un acte de chirurgie percutanée. L’utilisateur peut choisir les données à visualiser simultanément (volume échographique acquis, segmentations de ce dernier, volume supplémentaire ou une combinaison des données précédentes).

### 5.2.3.2 Apport du rendu volumique basé TROA

Le rendu volumique basé TROA est utilisé pour la visualisation des données échographiques acquises lors du processus d'utilisation (figure 5.3, e).

La visualisation doit permettre à l'utilisateur d'identifier rapidement si l'ensemble des structures d'intérêt sont visibles dans l'acquisition, si possible sans manipulations complexes. Les propriétés du rendu volumique basé TROA le rendent adapté à ce cas d'usage, car peu de réglages sont nécessaires avant d'obtenir un rendu satisfaisant (section 3.6).

Si l'acquisition n'a pas permis de vérifier que toutes les structures d'intérêt sont présentes, l'utilisateur peut décider rapidement d'en effectuer une nouvelle. À l'inverse, si l'acquisition était de qualité suffisante, l'utilisateur peut choisir de prendre plus de temps pour inspecter les images de l'acquisition (en les segmentant par exemple).

Le rendu volumique basé TROA a ainsi vocation à être utilisé comme outil de **visualisation interactive** permettant la **vérification** de la qualité des données en un temps limité.

## 5.3 Interface utilisateur et outils pour le rendu volumique basé TROA

Afin de faciliter l'intégration et l'utilisation du rendu volumique basé TROA dans un contexte applicatif, nous avons développé et intégré plusieurs composants d'interface utilisateur. Nous détaillons ci-après celles approuvées pour usage dans *Night Viewer* et (sous-section 5.2.1) et *Pteropus* (sous-section 5.2.3).

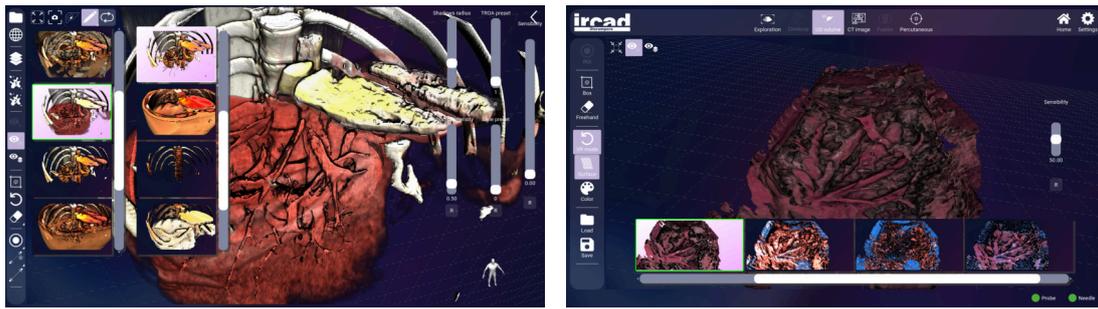
### 5.3.1 Aide à la sélection des paramètres d'un rendu volumique basé TROA

Un des obstacles à l'utilisation de toute technique de rendu volumique direct est la création d'une fonction de transfert adaptée (section 2.2). Cela reste vrai dans une certaine mesure pour le rendu volumique basé TROA, en particulier dans le cas où deux fonctions de transfert sont employées (section 3.4, sous-section 3.6.4). Nous mentionnons cependant dans le chapitre 3 que nous nous intéressons aux fonctions de transfert **simples**, et que le rendu volumique basé TROA est compatible avec de telles fonctions de transfert (section 3.6).

Nous proposons un ensemble de pré-réglages, qui peuvent être sélectionnés à l'aide de « vignettes », qui illustrent l'impact d'un changement de fonction de transfert ou de seuils d'opacité pour TROA. Les paramètres choisis pour chaque réglage ont été déterminés empiriquement à partir d'une étude utilisateur pour chaque modalité d'imagerie et pour plusieurs sondes échographiques. La figure 5.4 illustre que nos pré-réglages pour le scanner (gauche) et pour une sonde échographique (droite) permettent de choisir des réglages adéquats sans manipulation complexe. *Night Viewer* propose également à l'utilisateur différents curseurs réglables (visibles sur la droite de l'image) pour ajuster des paramètres plus précisément, qui peuvent être utilisés pour établir d'autres pré-réglages en fonction des besoins du clinicien.

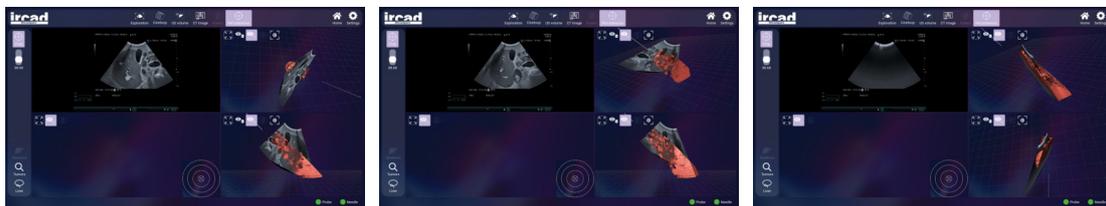
### 5.3.2 Région d'intérêt dynamique en temps-réel

Dans le contexte de la chirurgie percutanée, il peut être bénéfique de restreindre le rendu à une région particulière, correspondant à une zone de sécurité autour de la position à laquelle l'aiguille sera plantée. Pour répondre à ce besoin, nous avons implémenté une région d'intérêt dynamique, déterminée en temps-réel, et synchronisée avec l'orientation d'une aiguille dans l'espace (figure 5.5). La région d'intérêt est de forme cylindrique, dont le rayon est un paramètre



**FIGURE 5.4** – Interface utilisateur à base de « vignettes » dans *Night Viewer* (gauche) et dans *Pteropus* (droite).

utilisateur, qu’il est possible de modifier à tout moment en fonction des besoins de l’opération pour permettre à l’utilisateur de se focaliser sur des zones de tailles variées.



**FIGURE 5.5** – Notre zone d’intérêt dynamique, déterminée en fonction de l’orientation de l’aiguille.

Nous utilisons pour cela un masque binaire, au format `R8`, de la même taille que le volume de donnée. Les valeurs sont mises à jour à chaque nouvelle information reçue par le capteur de position placé sur l’aiguille. Nous utilisons pour cela un *kernel* CUDA, qui modifie directement la texture du masque. Ainsi, les échanges *Central Processing Unit* - *Unité Centrale de Traitement* (*CPU*)-*GPU* sont limités aux synchronisations imposées par *OpenGL* et *CUDA* et à la transmission des informations nécessaires au calcul, à savoir la paramétrisation du cylindre (32 bytes) et des méta-paramètres de l’image (12 bytes). Les tailles sont ici spécifiées pour une *Application Binary Interface* - *Interface Binaire-Programme* (*ABI*) `x86_64`. Les performances de cette opération sont spécifiées dans la [tableau 5.1](#), qui illustre que nous sommes capables d’utiliser cette fonctionnalité en temps-réel. On notera que les performances sont indépendantes de la taille du cylindre : le prédicat binaire doit être évalué pour chaque élément du masque binaire.

Résolution	Temps d’exécution
367x367x234	$\leq 1$ ms
416x537x312	1 ms
512x512x122	2 ms
871x820x741	6 ms

**TABLE 5.1** – Performances de notre région d’intérêt dynamique. Les temps donnés comprennent les synchronisations imposées par *CUDA* et *OpenGL*.

## 5.4 Filtrage

Nous stipulions dans le [chapitre 3](#) et le [chapitre 4](#) que le filtre de Šoltészová et al. [Šol+12] est utilisé dans une étape de prétraitement dans la plupart des contextes (spécifiquement, tout contexte ne relevant pas de la comparaison avec des logiciels existants).

Nous avons implémenté ce filtre sur GPU en CUDA, et l’avons intégré dans toutes les applications décrites en section 5.2. La méthode diffère de ce que proposent les auteurs sur plusieurs points, détaillés ci-après, principalement pour des problématiques liées aux performances et à l’empreinte mémoire.

Nous proposons de plus de séparer des calculs en « blocs » lorsque les ressources matérielles sont insuffisantes pour permettre un calcul en une seule passe (ce qui est commun avec des grands volumes de données), important pour l’utilisation dans un cadre applicatif où l’intégralité des ressources ne peuvent pas être dédiées à une seule tâche.

### 5.4.1 Réduction de la complexité de l’algorithme

Šoltészová et al. propose de calculer la variance sur un voisinage de  $n$  pour un pas d’échantillonnage  $\theta$  discrétisant une sphère, soit une complexité  $\mathcal{O}(\theta^3 \times n)$ . Nous proposons tout d’abord de réduire la recherche sur l’ensemble des directions définies par les rotations des vecteurs de la base canonique, toujours échantillonnée par un angle  $\theta$ . La complexité se voit alors réduite à  $\mathcal{O}(3\theta \times n)$ . Nous noterons que ce choix influence l’optimum déterminé, qui peut être supérieur à la valeur qui aurait été obtenue en effectuant la recherche sur une sphère. Nous avons déterminé expérimentalement sur 30 jeux de données, aux formats `uint8` et `int16`, que la différence est minime (tableau 5.2)

Résolution	Échantillons	Erreur moyenne	Erreur médiane
<code>uint8</code>	15	1.7	1.2
<code>int16</code>	15	7.3	10.1

**TABLE 5.2** – Erreur quadratique moyenne et erreur quadratique médiane causées par la réduction de l’intervalle de recherche de la variance.

### 5.4.2 Structure de données

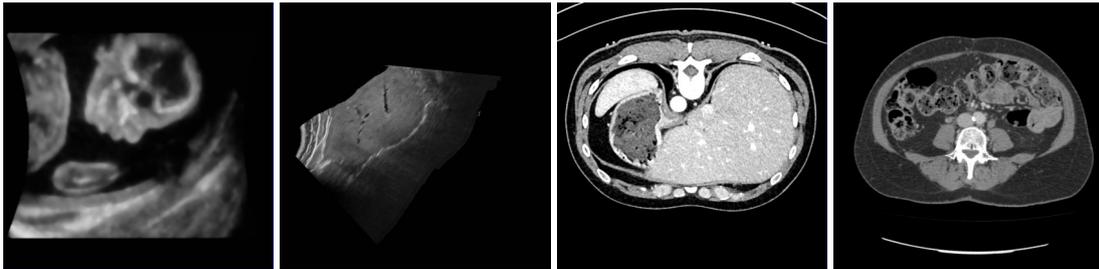
Šoltészová et al. ne précisent pas la structure de donnée exacte utilisée pour stocker l’optimum de variance trouvé pour chaque voxel. Notre implémentation organise les données de la façon suivante :

- Une liste unidimensionnelle, `dirs`, contenant les différentes directions. Nous les stockons sous la forme  $x_0, y_0, z_0, x_1, y_1, z_1, \dots$  car nous y accédons trois éléments par trois éléments, ce qui justifie notre choix d’utiliser une seule liste plutôt qu’une par composante  $(x, y, z)$ .
- Une liste unidimensionnelle, `optima`, dont le nombre d’éléments est identique à la taille du volume (sauf lorsque le filtre est séparé, auquel cas la taille est celle d’une section), au format `std::size_t`. Nous utilisons une *pitched memory allocation* (sous la nomenclature NVIDIA) pour cette ressource, permettant d’accéder au contenu de la liste comme à une texture, i.e. en limitant les défauts de cache. Cette liste stocke, comme un *index buffer*, des indices qui correspondent à l’index dans `dirs` de la direction dans laquelle l’optimum a été trouvé.
- Une copie du volume de données, ce qui permet de séparer le filtre en plusieurs morceaux, si les ressources mémoires sont insuffisantes et de ne pas « polluer » les calculs par le résultat des sections précédentes.

Nous avons également envisagé d’autres structures de données, qui comprenaient notamment stocker les composantes  $x, y, z$  de chaque direction optimale pour chaque voxel. Cette solution n’a pas été retenue, malgré le fait qu’elle permette des accès mémoires plus coalescents, car l’empreinte mémoire devenait trop importante lorsque la taille du volume augmente, séparant le filtre en plus de sous-passes.

### 5.4.3 Critères d'arrêts supplémentaires

Malgré la réduction de complexité du filtre décrite ci-avant en [sous-section 5.4.1](#), le temps de calcul reste dépendant de la taille du volume à traiter, et croît avec cette dernière. Beaucoup de ressources de calculs sont gâchées aux bords des volumes de données, qui sont typiquement remplis artificiellement par le matériel d'acquisition avec la même valeur scalaire ([figure 5.6](#)). Nous proposons d'introduire un facteur de « confiance », qui arrête la recherche de l'optimum lorsque la variance est en dessous d'un seuil qui dépend de la plage de variation de l'image.



**FIGURE 5.6** – Il est commun que les volumes de données soient remplis artificiellement aux bords par une valeur scalaire spéciale, choisie par le fabricant du matériel d'acquisition. Effectuer une recherche d'un optimum de variance dans toutes les directions pour ces régions n'a que peu d'intérêt, et rallonge le temps d'exécution du filtre.

À noter que cette méthode permet également d'accélérer les calculs dans les régions homogènes (dans les vaisseaux sanguins par exemple).

## 5.5 Synthèse

Nous avons montré que le rendu volumique basé *TROA* est une technique pouvant s'insérer dans une infrastructure existante ([section 5.2](#)), et présenté différents composants d'interface utilisateur permettant de simplifier la paramétrisation ([section 5.3](#)). Nous avons enfin discuté des travaux connexes liés au filtrage ([section 5.4](#)), et en particulier comment limiter le besoin en ressources mémoires dédiées et le temps de calcul, deux critères nécessaires pour la visualisation interactive ([section 1.3](#)).

Il reste cependant de nombreuses possibilités pour améliorer l'ergonomie des logiciels utilisant le rendu volumique basé *TROA*. Nous proposons de conclure ce manuscrit dans le chapitre suivant en nous intéressant à ces perspectives.



---

# 6. Conclusion

---

## 6.1 Résumé

---

Nous avons présenté un nouveau mode de rendu volumique, **le rendu volumique basé TROA** ([chapitre 3](#)), une méthode adaptée à la fois aux données sensibles, telles que l'échographie ([sous-section 2.6.1](#)), et aux données plus classiques. Cette technique se base sur l'extraction d'une nouvelle forme d'iso-surface, qui dépend du point de vue et de la fonction de transfert, et qui peut être extraite en temps réel à chaque image. Nous avons également montré qu'elles permettent d'appliquer des effets visuels, habituellement utilisés pour le rendu de surfaces, au rendu volumique, sans devoir adapter les techniques pour un contexte sans géométrie solide.

Nous avons montré que le rendu volumique basé TROA a un intérêt applicatif, et que le *pipeline* du rendu que nous proposons ([chapitre 4](#)) permet aux professionnels de santé de mieux se repérer dans l'espace.

Enfin, nous avons montré que la méthode peut être intégrée et utilisée dans de nombreuses applications, en l'implémentant directement dans un *framework* professionnel ([chapitre 5](#)).

## 6.2 Travail futur

---

### 6.2.1 Rendu volumique direct basé TROA

---

La [figure 3.24](#) montre que notre technique permet de mettre en valeur des structures dans leur contexte. Nous montrons dans le [chapitre 4](#) l'applicabilité de cette technique au rendu d'images échographiques, pour lesquelles la confection de fonction de transfert est difficile. Nous estimons cependant que les surfaces TROA, et plus généralement les fonctions définies par l'intégrale du rendu volumique ([équation 2.3](#)) ont plus de potentiel que ce que nous puissions exprimer dans ce travail.

Il n'existe a priori aucune raison de se limiter à l'extraction d'une seule surface TROA. Il est par exemple possible d'extraire de multiples TROA correspondant à plusieurs points de vue, en étape de prétraitement, afin de pouvoir reconstruire une véritable géométrie solide à l'instar des iso-surfaces classiques (et non pas seulement une carte de profondeur). Procéder de la sorte permettrait de sauter l'étape d'extraction d'une surface TROA à chaque image, et donc d'améliorer les performances. Extraire plusieurs surfaces TROA, avec des paramètres différents, à la façon du *volume depth-peeling* de Nagy et Klein [NK03] serait également une piste d'amélioration. Il est possible que cela permette, entre autres, de combiner efficacement plusieurs rendus volumiques et plusieurs maillages solides, qui s'intersectent en plusieurs points.

La combinaison de modèles d'éclairage et des effets de *deferred shading* que nous présentons dans ces travaux sont arbitraires : nous les avons sélectionnés pour obtenir un certain style artistique. La recherche future pourrait porter sur l'évaluation de différentes combinaisons, dont l'optimale, selon nous, dépendrait certainement du public cible et de la modalité.

On notera également que notre méthode est compatible de facto avec les travaux Igouchine et al. [IZM18], et plus généralement, avec toute autre définition de fonction de transfert que celle que nous présentons ici (unidimensionnelle, linéaire par morceaux). En particulier, définir des propriétés physiques (rugosité, texture...) en se basant sur les surfaces TROA serait une combinaison intéressante des deux travaux.

Il existe une grande variété d'effets développés pour le *deferred shading* que nous n'avons pas explorés, et dont bénéficierait certainement le rendu volumique direct pour la visualisation scientifique. Entre autres, tout effet de *texture*, comme du *hachage procédural*, seraient des pistes prometteuses, en particulier pour un style illustratif similaire à celui que nous proposons. Il s'agit de techniques connues pour le rendu surfacique, qui sont souvent employées dans des domaines artistiques pour donner des indicateurs visuels au-delà du modèle d'éclairage afin d'améliorer la perception des formes. L'intérêt est indiscutable pour la visualisation médicale : une meilleure perception des formes signifie de meilleures possibilités d'analyse. Similairement, la [sous-section 3.6.6](#) illustre que notre méthode de rendu permet d'afficher des éléments en arrière-plan normalement cachés par le contexte en premier plan. Nous estimons qu'il est d'exploiter davantage cette propriété, une fois de plus, pour permettre une meilleure perception des formes et structures.

Il est également possible d'envisager de déplacer certains calculs réalisés dans la passe de rendu volumique dans les passes de *deferred shading*, une pratique courante des moteurs de rendu [Air+11 ; Maj+19b] pour réduire le coût de calcul de la prise de la contribution des sources lumières de la scène. Dans le contexte du rendu volumique basé TROA, le coût induit dépend essentiellement des modèles d'éclairage employés sur chaque segment du rayon ([sous-section 3.4.1](#)), et les découpler au moins partiellement du lancer de rayon est susceptible d'avoir un impact positif sur les performances du rendu.

Nous estimons également qu'il est possible d'améliorer méthodes d'échantillonnage adaptatif que nous proposons en [sous-section 3.3.2](#) et en [sous-section 3.4.2](#). En particulier, la technique décrite en [sous-section 3.3.2](#) nécessite certaines propriétés de l'intégrale sur le rayon (spécifiquement, la continuité et la dérivabilité en tout point). D'autres techniques, comme les travaux de Weiss et Rüdiger [WW21] sont de potentiels candidats pour remplacer notre méthode.

Nous pensons qu'il est possible de limiter encore plus les interactions utilisateurs pour le paramétrage. Il serait par exemple possible d'estimer les seuils  $th_l$  et  $th_n$  qui définissent les surfaces TROA en se basant sur les variations de lors de l'accumulation d'opacité, comme présenté par Jung et al. [Jun+17] pour le rendu multimodal. Dans le contexte de l'application à laquelle se rattachent ces travaux ([section 1.3](#)), la réduction maximale des interactions utilisateur est une priorité majeure ([chapitre 5](#)), dont les logiciels utilisant le rendu volumique basé TROA pourraient tirer parti.

Plus généralement, le travail présenté dans le [chapitre 3](#) explore essentiellement l'**usage des surfaces TROA pour l'éclairage**. Nous mentionnions dans le [chapitre 2, section 2.1](#) que le second levier de manœuvre de l'expressivité du rendu réside dans les **matériaux**, que nous explorons seulement indirectement dans ce manuscrit. Nous estimons que les surfaces TROA ont également des applications dans ce domaine, et pourraient par exemple servir de support pour des matériaux procéduraux indépendants de la fonction de transfert. Une surface TROA définie en effet une **géométrie localisée** dans le volume, qui peut être analysée en termes de descripteurs tels que les bords, les régions homogènes (en valeurs scalaires) ou encore les zones à profondeurs similaires.

## 6.2.2 Évaluation

L'étude d'utilisateur-expert que nous avons menée ([chapitre 4](#)) est bien sûr limitée par le nombre de participants qui se restreint à un seul expert et qui, même s'il apporte une expertise certaine, n'est pas nécessairement assez représentative de l'ensemble des experts, praticiens ou radiologues. Nous pensons cependant qu'elle est un bon indicateur de la tendance qu'a notre technique à améliorer la perception. Une étude plus approfondie demanderait naturellement plus de participants, idéalement environ 80 par catégorie professionnelle et par tranche d'âge. Si cela est au-delà de nos moyens sur le court terme, nous estimons qu'il est envisageable de poursuivre cette étude sur une population plus large avec les outils actuels.

### 6.2.3 Vers une analyse visuelle automatisée des données échographiques

Comme nous l'avons montré au [chapitre 3](#), le filtrage des données échographiques est un élément essentiel préalable au rendu volumique. L'utilisation d'un éclairage basé [TROA](#), lui-même utilisant un filtrage des normales, ne peut pas compenser à lui seul la qualité médiocre des données pour de nombreux cas de figure. Parallèlement, la segmentation des données par pré-traitement est, comme nous l'avons évoqué, une solution permettant de faciliter le rendu de zones d'intérêt, mais reste un problème extrêmement difficile pour lequel il n'existe pas de solution universelle. Une approche ne séparant pas segmentation, filtrage et rendu semble offrir une solution plus optimale. Nous pensons dans ce contexte que l'utilisation d'un réseau de neurone entraîné à choisir les « bons » paramètres de notre méthode de rendu volumique (paramètres de surface(s) [TROA](#), segmentation du rayon en trois zones, modes d'éclairage de ces trois zones, filtrage des normales et des données, choix des contrastes, etc.) pour maximiser l'expressivité pourrait être une solution alternative qui mérite d'être explorée sur le plus long terme. L'inconvénient d'une telle approche reste cependant la constitution d'une base d'entraînement. Une base d'entraînement nécessite notamment de créer au préalable une base d'images de grande taille obtenue par des rendus avec des paramètres variés sur plusieurs jeux de données. L'évaluation consisterait alors à laisser un expert sélectionner les plus pertinentes selon certains critères, en fournissant par exemple des scores de pertinence pour chacune des images générées. Il s'agirait donc d'un travail futur conséquent, consistant en une forme d'unification à la fois des extensions mentionnées en [sous-section 6.2.1](#) et des expériences plus poussées mentionnées en [section sous-section 6.2.2](#).

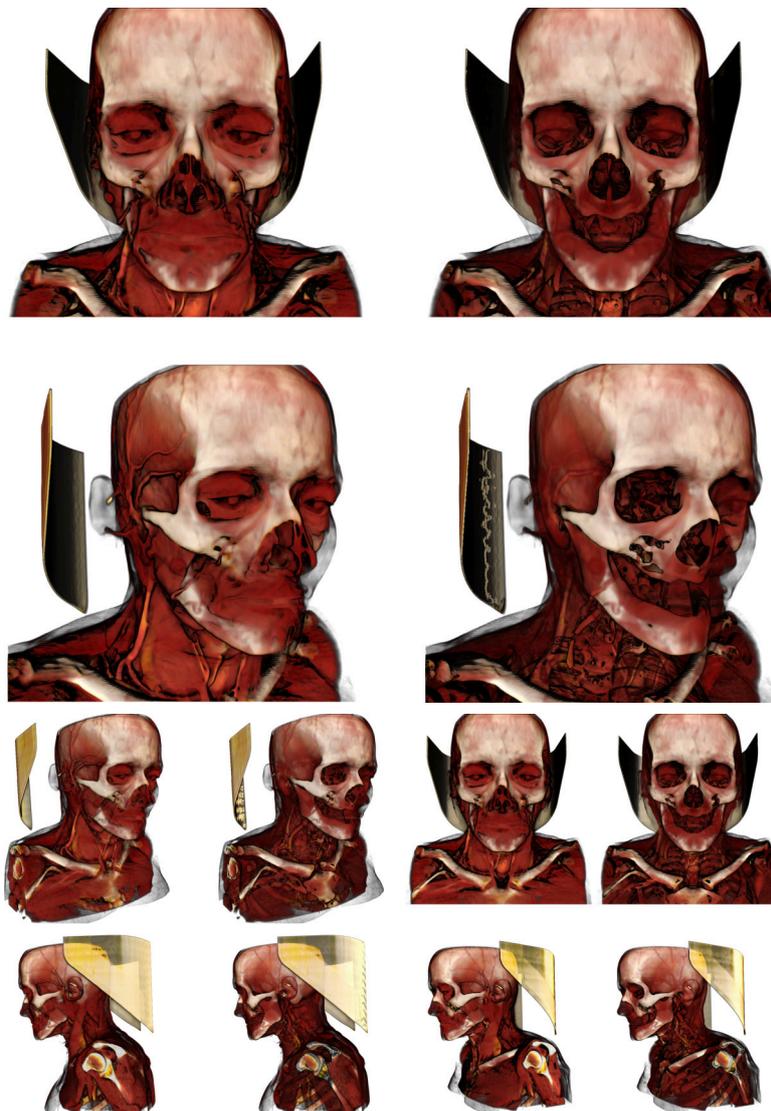


---

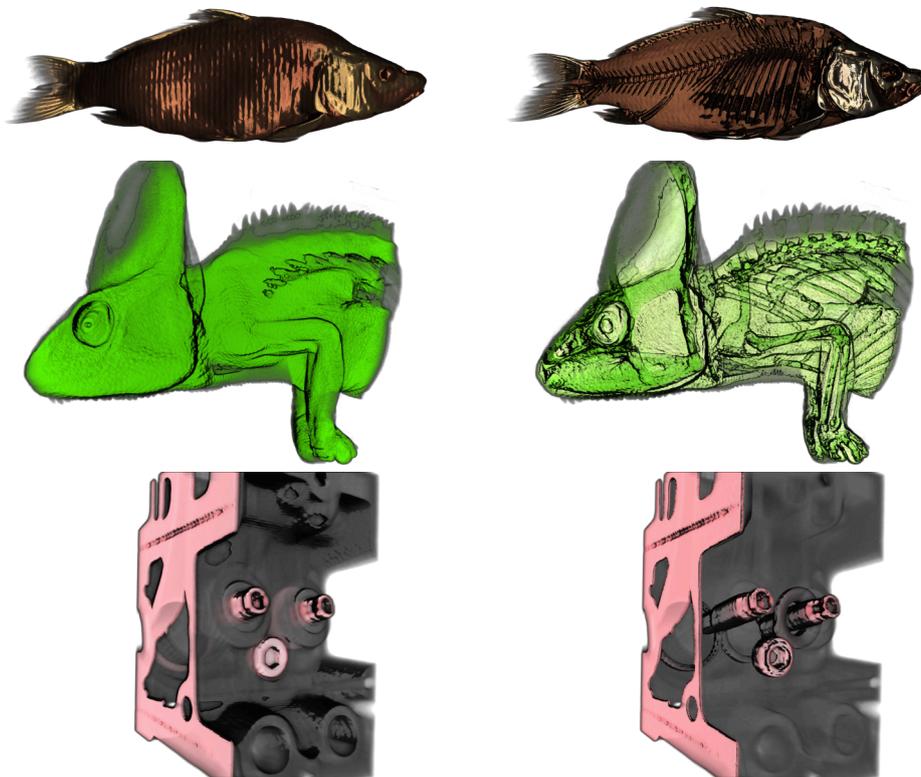
# A. Annexe - Usage de deux fonctions de transfert pour le rendu volumique TROA

---

Cette annexe étend la [figure 3.24](#). Nous proposons pour cela des rendus supplémentaires du jeu de données **d** ([figure A.1](#)), ainsi que des jeux de données « canoniques », souvent utilisés comme références dans l'état de l'art ([figure A.2](#)). La carpe d'Erlangen, le caméléon de *Digital Morphology* et le moteur de *General Electric*. Les jeux de données complémentaires sont fournis par [\[Kla17\]](#) sur la plateforme en ligne [scivisdata](#).



**FIGURE A.1** – Différents points de vue avec les deux mêmes fonctions de transfert sur le jeu de données **d**. Les seuils d'opacité restent identiques.



**FIGURE A.2** – Notre méthode de rendu volumique en utilisant deux fonctions de transfert sur divers jeux de données, utilisés dans l'étude de la robustesse des surfaces TROA décrite dans la [sous-section 3.6.2](#). Les seuils d'opacité restent identiques.

---

# B. Annexe - Apport des différents éléments du pipeline de rendu volumique TROA

---

Cette annexe illustre l'impact des différentes étapes présentées dans le [chapitre 3](#) sur le jeu de données **d** ([tableau 3.1](#)). En particulier, nous montrons qu'il est justifié d'ajouter une étape de filtrage en plus de l'échantillonnage adaptatif également pour les autres modalités d'imagerie que l'échographie, et que les résultats sont également visuellement satisfaisants. Les modèles d'éclairages, seuils TROA, fonctions de transferts et taux d'échantillonnages sont identiques entre les images (mais naturellement différents de ceux utilisés pour la précédente section).

## B.1 Filtrage des surfaces TROA

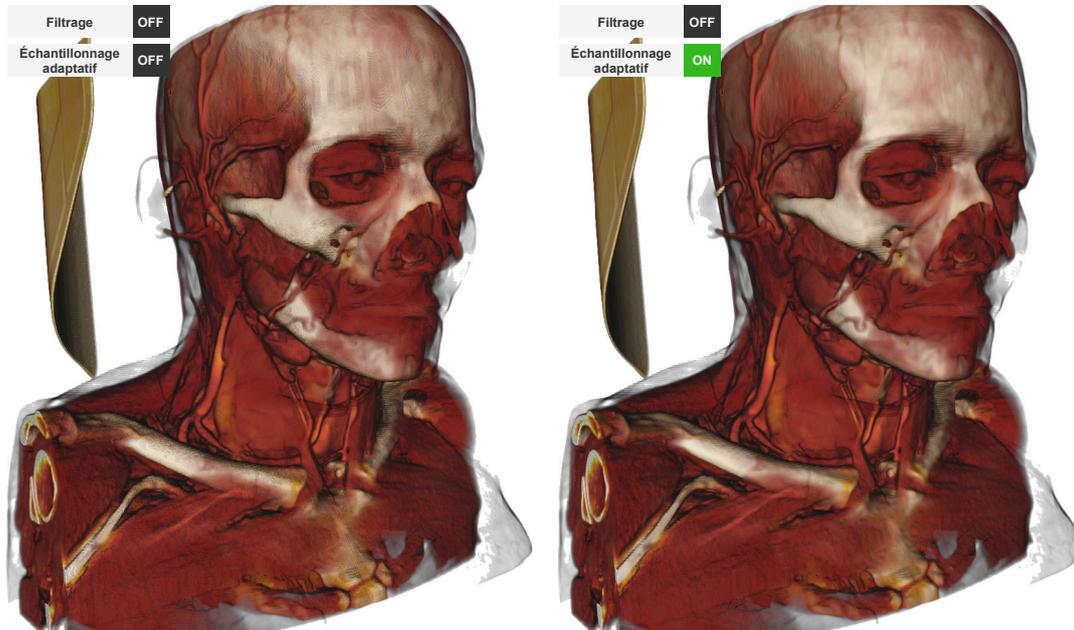
---



**FIGURE B.1** – Influence de l'étape de filtrage sur les surfaces TROA, illustrée sur une image de scanner CT.

**Analyse.** La nature irrégulière des surfaces TROA est également clairement observable sur d'autres modalités d'imagerie que l'échographie. Tout comme pour le volume **d** illustré précédemment, l'étape de filtrage permet de lisser grandement les surfaces, mais des artéfacts visuels liés au tracé de rayon volumique sont toujours nettement visibles particulier ici, sur le crâne, au-dessus du nez).

## B.2 Échantillonnage adaptatif



**FIGURE B.2** – Influence de l'échantillonnage adaptatif sur les surfaces TROA, illustrée sur une image de scanner CT.

**Analyse.** Tout comme pour le volume précédent, l'échantillonnage adaptatif permet de limiter l'influence des artefacts liés au tracé de rayon volumique, mais ne permet pas de lisser les surfaces, malgré le plus faible bruit intrinsèque à l'image.

## B.3 Échantillonnage adaptatif combiné au filtrage

**Analyse.** Analogue à présentée ci-avant. On notera tout le même que l'intérêt est plus limité pour les images de scanner CT.

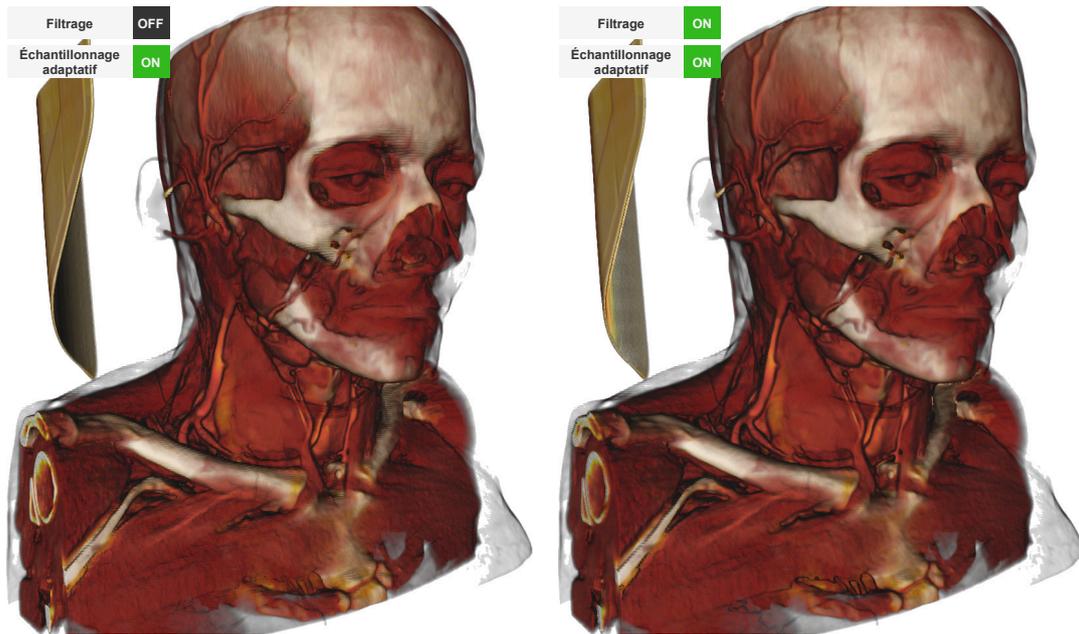
## B.4 Occlusion ambiante par HBAO

**Analyse.** L'occlusion ambiante par HBAO est visuellement cohérente avec l'intuition que l'on pourrait avoir sur les régions correspondant aux surfaces TROA, et permettent, tout comme pour l'imagerie échographique, de renforcer les sémantiques visuelles liées à la profondeur dans l'image. En particulier, les différents niveaux de profondeurs proches des yeux et des muscles de la mâchoire sont mis en évidence par l'ajout d'HBAO.

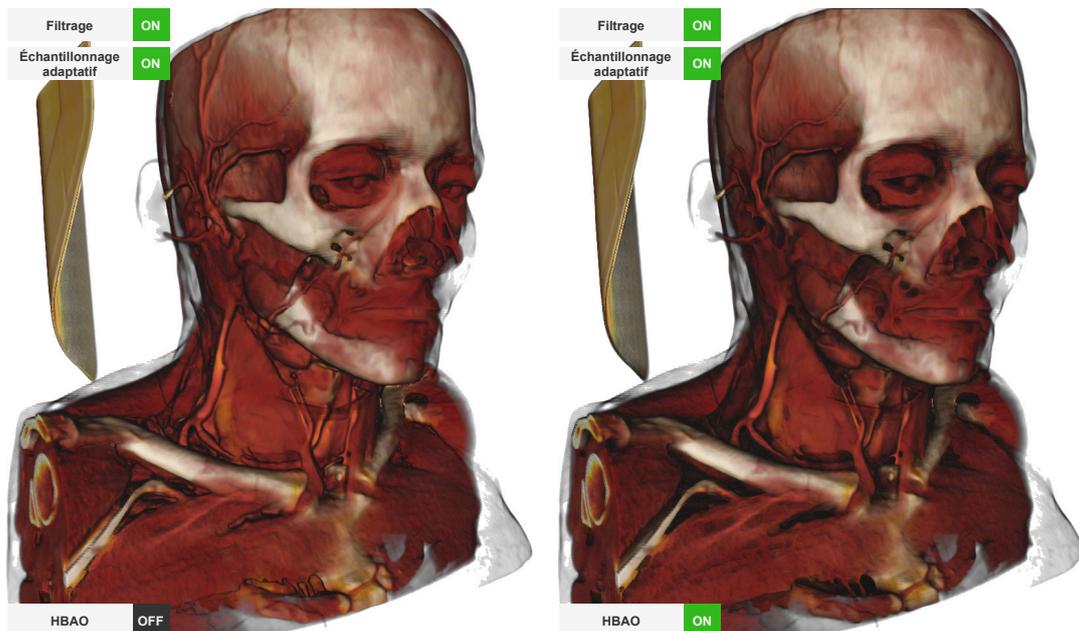
**On notera également que le choix de paramètres (seuils TROA, rayon et intensité de l'occlusion ambiante) aboutissent ici à un style plus photoréaliste.**

## B.5 Cel-shading

**Analyse.** Le cel-shading a une influence **plus limitée** sur l'image scanner présentée. Cela est en particulier dû à la fonction de transfert, qui a été choisie de telle sorte à mettre en avant des



**FIGURE B.3** – Influences combinées de l'échantillonnage adaptatif et du filtrage des surfaces, illustrées sur une image de scanner CT.

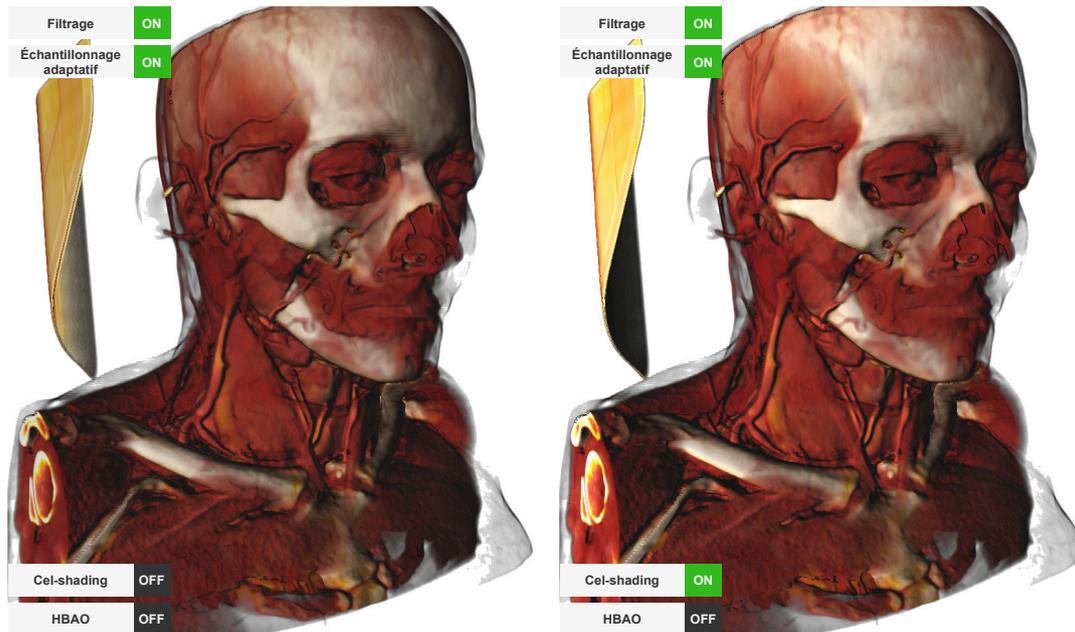


**FIGURE B.4** – Influence de l'HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA, illustrée sur une image de scanner CT.

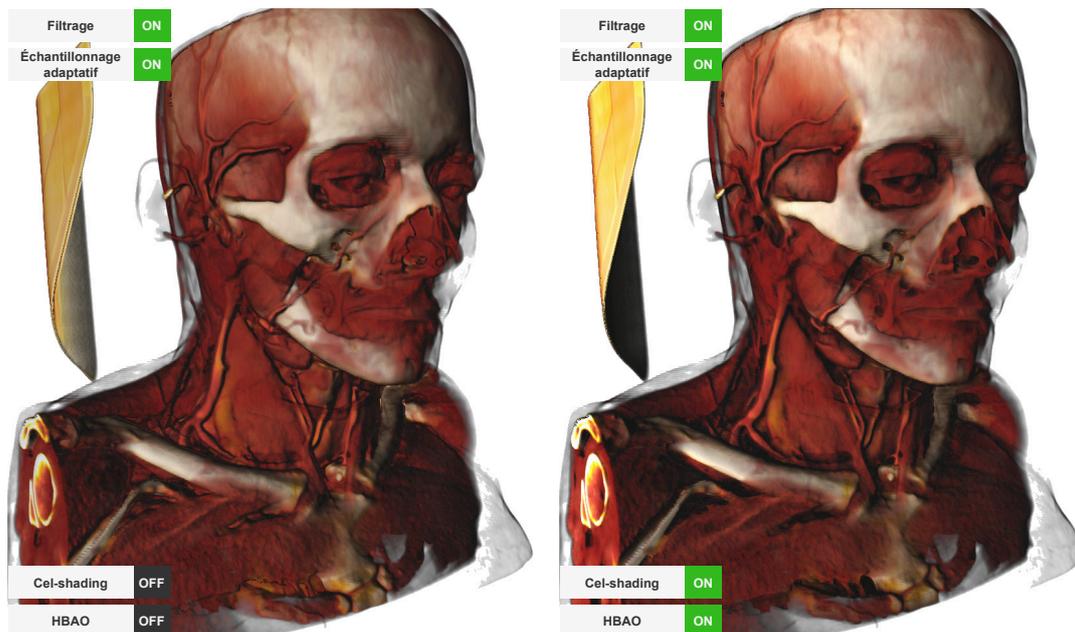
structures au « premier plan » dans l'image, sur lesquelles il y a peu de bords ou de reliefs.

## B.6 Deferred shading

**Analyse.** Analogue à ci-avant.



**FIGURE B.5** – Influence de l’ajout de *cel-shading* sur une image par rendu volumique direct basé TROA, illustrée sur une image de scanner CT.



**FIGURE B.6** – Combinaison du *cel-shading* et de l’HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA, illustrée sur un scanner CT.

## B.7 Conclusion sur les analyses

Chaque étape du pipeline de rendu que nous proposons a une influence visible sur le rendu final. En particulier, notera que le filtrage et l’échantillonnage adaptatif sont complémentaires, et participent différemment à la « netteté » de l’image finale. Les surfaces TROA permettent d’appliquer des effets connus pour le *deferred shading* dans le contexte du rendu olumique direct, et d’obtenir des résultats visuellement cohérents.

---

# C. Acronymes

---

- ABI** *Application Binary Interface* - Interface Binaire-Programme
- AlmP** *Average Importance Projection* - Projection de l'Importance Moyenne
- BRDF** *Bidirectional Reflectance Distribution Function*
- CPU** *Central Processing Unit* - Unité Centrale de Traitement
- CT** *Computed Tomography*
- GPU** *Graphics Processing Unit* - Carte Graphique
- HBAO** *Horizon-Based Ambient Occlusion* - Occlusion ambiante basée horizon
- IDVR** *Importance-driven Direct Volume Rendering* - Rendu volumique direct basé sur l'importance
- IRCAD** Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif
- IRM** Imagerie par Résonance Magnétique
- MIDA** *Maximum Intensity Difference Accumulation*
- MIP** *Maximum Intensity Projection*
- MImP** *Maximum Importance Projection* - Projection de l'Importance Maximale
- PET** *Positron Emission Tomography* - Tomographie par Émission de Positron
- TROA** *Threshold Ray Opacity Accumulation* - Accumulation d'opacité seuillée sur un rayon
- VImP** *Visibility-Preserving Importance Projection* - Projection de l'Importance préservant la Visibilité



# Table des figures

1.1	Exemples historiques d'utilisation de représentations de données scientifiques. <b>a</b> : graphe anonyme du X <sup>ème</sup> ou du XI <sup>ème</sup> siècle représentant l'évolution d'une grandeur dans le temps : le mouvement des planètes observables à cette période. <b>b</b> : Le graphe statistique de Michael Florent van Langren. On notera que cette illustration et les implications qu'elle a pu avoir sur l'évolution des représentations de données est étudiée plus en détail par Friendly et al. [FVU10].	3
1.2	Différents exemples de techniques de visualisation. <b>a</b> : Les rendus sous forme de graphe du Quartet d'Anscombe [Ans73] permettent d'illustrer que les données sont très différentes, bien qu'elles aient de nombreuses propriétés statistiques identiques. <b>Illustration</b> : <b>Wikipédia</b> . <b>b</b> : Un organigramme, résumant les relations hiérarchiques au sein de la Société des Nations (1930). <b>c</b> : Une frise chronologique, qui marque les moments clés détaillés dans l'ouvrage de l'auteur sur la marche de Napoléon. <b>Illustration</b> : <b>Charles Joseph Minard</b> . <b>d</b> : Une carte proportionnelle (parfois <i>treemap</i> ) illustrant les exportations réalisées par la République du Bénin en 2009. <b>Illustration</b> : <b>Wikipédia</b> . <b>e</b> : Extrait d'une vidéo promotionnelle mettant en évidence les progrès techniques réalisés dans le rendu par ordinateur en comparant deux versions d'une même œuvre à sa sortie en 2010 (gauche) et après sa réédition en 2021 (droite). <b>Illustration</b> : <b>Nier Replicant</b> . <b>Copyright Square Enix</b> .	5
1.3	Graphes et arbres, deux techniques de visualisation typiques utilisées en mathématiques et en informatique. $a_1$ : Graphe de $er.f(z)$ . <b>Illustration</b> : <b>Wolfram Alpha</b> . $a_2$ : Graphe d'une fonction paramétrique. <b>Illustration</b> : <b>Wolfram Alpha</b> . $b_1$ : Graphe orienté. <b>Illustration</b> : <b>Wikipedia</b> . $b_2$ : Arbre bicolore (parfois « rouge-noir ») <b>Illustration</b> : <b>Wikipedia</b> .	6
1.4	Différents exemples de visualisations scientifiques. <b>a</b> : Rendu volumique de données météorologiques. <b>Illustration</b> : <b>[Khl+13]</b> , <b>Copyright IEEE</b> . <b>b</b> : Visualisation de l'Instabilité de Rayleigh-Taylor. <b>Illustration</b> : <b>Wikipedia</b> . <b>c</b> : Rendu volumique des flux d'air autour d'un avion-cargo. <b>Illustration</b> : <b>Andrew A. Johnson</b> , <b>Copyright Cray User Group</b> . <b>d</b> : Visualisation d'ondes gravitationnelles causées par deux trous noirs en cours de fusion. <b>Illustration</b> : <b>CNRS</b> , <b>Copyright Numerical-relativistic Simulation</b> : <b>S. Ossokine, A. Buonanno/Max Planck Institute for Gravitational Physics</b> ; <b>Scientific Visualization</b> : <b>W. Bengler /Airborne Hydro Mapping GmbH</b> .	8
1.5	Deux exemples de visualisations scientifiques utilisées à des fins de communication et de vulgarisation. <b>a</b> : Flux météorologique annoté. Illustration par TriVis, <b>Copyright TriVis Weather Graphix</b> . <b>b</b> : Vue du sol sous-marin de Californie. Illustration par USGS, <b>Copyright USGS</b> .	8
1.6	$a$ : Visualisation d'un maillage volumique. Illustration par Viville et al. [VKB23], <b>Copyright Wiley</b> . $b$ : Visualisation d'un champ vectoriel en colorant les vecteurs selon leur direction. Illustration par Husselmann et Hawick [HH12], <b>Copyright ACTAPRESS</b> . $c$ : Visualisation d'un fluide, dont les régions sont colorées en fonction de l'intensité du flux et combinées en maillages en fonction du pas de simulation. Illustration par Zhu et al. [Zhu+17], <b>Copyright AIP Publishing</b> . $d$ : Visualisation d'un nuage de points 3D acquis par un LiDAR à l'aide d'un analogue à une <i>carte de chaleur</i> . Illustration par Basgall et al. [BKO14], <b>Copyright SPIE</b> .	9

1.7	Différentes méthodes pour représenter un champ discret volumétrique. <i>a</i> : Rendu sous forme de <b>plans (2D) colorés</b> , analogues des « nuages de points ». <i>b</i> : Rendu <b>surfaccique</b> d'une segmentation transformée en maillage. <i>c</i> : Rendu <b>volumique</b> direct (issu de nos travaux). Les jeux de données utilisés dans cette figure sont la propriété de l'IRCAD. . . . .	9
1.8	Différents algorithmes de rendu volumique. <b>a</b> : Rendu volumique <b>indirect</b> par extraction d'iso-surface basée sur les valeurs scalaires par [SML06]. <b>b</b> : Rendu volumique <b>direct</b> , issu de nos travaux. Le jeu de données utilisé dans cette figure est la propriété de l'IRCAD France. . . . .	10
1.9	Plusieurs échographies planaires ( <b>a</b> ) et image échographique volumétrique reconstruite à partir d'images planaires ( <b>b</b> ), illustrés par nos travaux. Analyser le chemin suivi par un vaisseau sanguin (en noir) en utilisant uniquement des images planaires demande de le suivre sur plusieurs images, tout en tenant compte de comment la sonde a été déplacée. Une image volumétrique <b>visualisée adéquatement</b> permet en revanche d'analyser l'agencement des vaisseaux directement dans leur contexte. Les jeux de données utilisés pour cette figure sont issus de TRUSTED, patient 72 [Ndz+23]. . . . .	13
1.10	Les trois grands axes du projet <i>Disruptere</i> . <b>a</b> : la démocratisation financière par l'emploi de matériel à bas coût. <b>b</b> : la démocratisation de la chirurgie percutanée augmentée par la visualisation expressive des données échographiques et de l'anatomie. <b>c</b> : l'assistance à l'acte par la robotique guidée par image échographique. Ce manuscrit s'intéresse essentiellement aux problématiques de <i>visualisation</i> du projet. . . . .	15
1.11	Vue d'ensemble des contributions proposées. <b>Gauche</b> : rendu volumique basé TROA (chapitre 3). De haut vers le bas : carte de profondeur des surfaces TROA, rendu volumique direct basé TROA, vecteurs normaux à la surface TROA. <b>Droite</b> : applications dans lesquelles le rendu volumique basé TROA a été intégré (chapitre 5). Du haut vers le bas : <i>XDVR Validation</i> (chapitre 4), <i>Pteropus</i> (chapitre 5) et <i>Night Viewer</i> (chapitre 5). . . . .	18
2.1	<b>a</b> : Les travaux de Blinn, qui portent sur le rendu des anneaux de Saturne. <b>Illustration</b> : <b>Blinn</b> ([Bl82], Figure 10), <b>Copyright SIGGRAPH</b> . <b>b</b> <sub>1,2</sub> : Les travaux de Kajiya et al., qui portent sur le rendu de fumée et de nuages. <b>Illustration</b> : <b>Kajiya et al.</b> ([KV84], Figures 2 et 9), <b>Copyright SIGGRAPH</b> . <b>c</b> : Les travaux de Levoy, qui portent sur l'extraction de surface depuis un volume de données. <b>Illustration</b> : <b>Levoy</b> ([Lev88], Figure 7), <b>Copyright IEEE</b> . . . . .	20
2.2	Schéma de principe de lancer de rayon volumique. <b>Copyright Siemens Healthcare GmbH</b> , les annotations ont ajoutées pour ce manuscrit. Les notations sont détaillées ci-après. . . . .	21
2.3	Exemples de rendu volumique direct selon la méthode de Kajiya et al. [KV84]. . . . .	23
2.4	De gauche à droite : une fonction de transfert unidimensionnelle linéaire par morceaux telle qu'utilisée dans [Fed+12], une fonction de transfert d'éclairage de [BG05] ( <b>Copyright Computer Graphics Forum</b> ), une fonction de transfert de style de [BG07a] ( <b>Copyright Computer Graphics Forum</b> et une fonction de transfert de matériaux de [IZM18] ( <b>Copyright IEEE</b> ). . . . .	24
2.5	Exemples de rendu volumique direct incorporant de l'éclairage de Phong basé sur le gradient de l'image à chaque échantillon. . . . .	26
2.6	Le comportement de la lumière sur une surface ne peut pas être décrit uniquement à l'aide d'une normale : il est nécessaire d'inclure plus d'information pour obtenir des images photoréalistes [McA+12]. <b>Illustration</b> : <b>Wes McDermott</b> [McD18] basé sur les illustrations de [McA+12], <b>Copyright Allegorithmic - Adobe</b> . . . . .	26
2.7	Exemples de rendus photoréalistes. <b>a, c</b> : [Eng16], tel qu'implémenté dans [Sie21]. <b>b, d</b> : [SR15], tel qu'implémenté dans [Jön+19]. <b>a, b</b> : Le jeu de données est extrait de Kitware Data [Kit23]. <b>c, d</b> : Le jeu de données est une propriété de l'IRCAD. . . . .	27

2.8 Schéma de principe de lancer de rayon volumique par Monte-Carlo, [Eng16]. Contrairement aux méthodes « classiques » où le rayon ne suit qu'un seul chemin, ce type de schéma d'intégration inclus des échantillons pris dans d'autres directions à mi-chemin. **Copyright Siemens Healthcare GmbH** . . . . . 28

2.9 Techniques de rendu volumique illustratif. De gauche à droite : [BG07b] (**Copyright IEEE**), [Rui+10] (**Copyright Elsevier**), [ŠPV11] (**Copyright ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium**), [Law+15] (**Copyright Eurographics**). . . . . 30

2.10 Différents modes de compositions d'importance pour l'IDVR [VKG04], implémentés via [IRC24], avec une segmentation du foie comme masque d'importance. De gauche à droite : MImP, AlmP, VImP, MImP avec un effet de « fraisure », obtenu à l'aide du masque de segmentation, et une autre fonction de transfert pour la zone du masque. Toutes les images ont été obtenues à l'aide du même volume de données. L'IRCAD utilise historiquement l'IDVR de Viola et al. [VKG04] dans plusieurs travaux internes et nous sert ainsi de référence éprouvée en termes d'utilisabilité dans un contexte applicatif. Les jeux de données intervenant dans cette figure sont la propriété de l'IRCAD. . . . . 32

2.11 Exemples de rendus volumiques d'images médicales par des techniques multimodales. De gauche à droite : rendu volumique en deux temps [Hau+01] (**Copyright IEEE**, rendu volumique mélangé à des segmentations [HBH03] (**Copyright IEEE**, rendu volumique en deux temps avec éclairage de [CD12] (**Copyright Springer**). . . . . 32

2.12 Les images échographiques varient grandement de patient à patient, de praticien à praticien et d'acquisition à acquisition. Si les plages correspondant à certains matériaux physiques sont relativement proches (malgré le bruit, illustré sur la figure 2.14), la quantité de données correspondant à ces plages n'est pas constante entre les images ou entre les patients (voir histogrammes). Cela affecte entre autres la reconstruction de volumes à partir d'images planaires, et de manière générale la cohérence et la consistance entre les rendus, importants dans un contexte applicatif. . . . . 34

2.13 Les images échographiques sont des données scalaires dont les densités varient dans  $\mathbb{N}_{u,8}$ , impliquant que de faibles changements (en absolu) de valeurs scalaires peuvent signifier de fort changements dans le matériau physique représenté. Cela est particulièrement visible sur les volumes reconstruits à partir d'images planaires, lorsqu'ils sont visualisés par rendu volumique direct de par accumulation de « l'erreur » sur le chemin du rayon. Des changements dans la fonction de transfert, même limités (ici, environ +10 sur le dernier point) entraînent des modifications clairement visibles sur le rendu. . . . . 35

2.14 De par la nature même du procédé d'acquisition, les images échographiques sont bruitées. Ledit bruit se traduit typiquement par l'apparition de motifs hautes fréquences, qui le plus souvent ont une *certaine* signification physique (les structures physiques ne sont que rarement homogènes et ne transmettent ainsi pas l'onde sonore de la même façon). Naturellement, la nature exacte de ces artefacts dépend également du fabricant et des capteurs utilisés. . . . . 35

3.1 Vue d'ensemble de notre processus de rendu. Les trois premières étapes sont des passes hors écran qui construisent nos nouvelles surfaces TROA et améliore leur qualité initiale à l'aide de filtres (section 3.3). La quatrième étape est une passe de rendu volumique direct utilisant notre nouvel algorithme permettant d'exploiter les surfaces TROA section 3.4. Enfin, les deux dernières étapes appliquent des effets visuels ayant pour but de rajouter de l'emphase sur les surfaces, afin d'améliorer l'expressivité du contexte volumétrique. Pour cela, nous utilisons deux techniques de l'état de l'art, l'HBAO et le *cel-shading*, et montrons qu'il est possible de les utiliser dans le contexte du rendu volumique direct (section 3.5). . . . . 39

3.2	Différence entre le processus d'extraction de surfaces TROA (bas) et le processus analogue pour les iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires (haut), sous les notations de [Kno+09]. Alors que les valeurs rencontrées le long du volume peuvent varier arbitrairement d'un échantillon à l'autre, potentiellement avec plusieurs extrema locaux, qui peuvent persister après application d'une fonction de transfert (milieu), l'accumulation d'opacité est une grandeur croissante monotone. Cela facilite grandement la détermination précise du point d'intersection correspondant à « l'iso-valeur » (le seuil d'opacité), et rend l'exploration du volume de données plus consistante, car l'influence d'un changement de seuil n'est pas affectée par les changements imprévisibles dans les valeurs scalaires. . . . .	42
3.3	Artéfacts typiques causés par le tracé de rayon volumique et leur impact sur les surfaces TROA. Quadrant <b>haut</b> : Vecteurs normaux à une surface TROA, ici choisie de telle sorte à ce qu'elle corresponde à la silhouette du moteur. Quadrant <b>bas</b> : Zoom sur le rendu volumique. . . . .	43
3.4	Schéma de principe de notre méthode d'échantillonnage adaptatif. . . . .	44
3.5	Influence sur la qualité d'une surface TROA. Notre méthode d'échantillonnage adaptatif permet de diminuer l'influence des artéfacts causés par le tracé de rayon volumique. Les performances sont similaires (respectivement 59 <b>images par seconde</b> et 68 <b>images par seconde</b> pour la moitié haute et pour la moitié basse sur une carte NVIDIA RTX™2080 Ti). Les seuils et le point de vue sont identiques à ceux de la figure 3.3. . . . .	44
3.6	Représentation schématique d'un profil typique de surface TROA centrée sur une région qui semble « plate » à l'œil humain. La hauteur $Z$ de chaque parallélépipède représente la profondeur au fragment $\{X, Y\}$ . Les erreurs liées aux nombres à la virgule flottante et celles causées par les interpolations introduisent une forme de bruit, qui « pollue » notamment les normales à la surface et réduisent la qualité finale du rendu. . . . .	45
3.7	Différentes méthodes aux performances similaires pour effectuer le calcul des normales aux surfaces TROA en espace écran, illustrées sur le jeu de données <b>a</b> (tableau 3.1) Quadrant <b>haut, gauche</b> : fragment courant ( $O$ ) et fragments adjacents ( $T, B, R, L$ ). Une approche naïve consistant à choisir un seul triangle fixe ou à moyenner des vecteurs normaux cause des artéfacts intenses (ligne du haut, colonne de droite et ligne du bas, colonne de gauche). Choisir un triangle distinct pour chaque fragment permet cependant de réduire leur intensité, même si des irrégularités sont toujours visibles. . . . .	46
3.8	Influence de l'étape de filtrage sur les surfaces TROA. Le filtrage permet de renforcer très nettement les contours aux transitions, mais ne permettent pas de limiter les artéfacts visuels intrinsèques au tracé de rayon volumique. Ces derniers sont observables sur la version numérique du document. . . . .	46
3.9	Influence de l'échantillonnage adaptatif sur les surfaces TROA. L'utilisation d'un échantillonnage plus précis proche des seuils TROA permet d'augmenter l'homogénéité des surfaces. Les bords ne sont cependant pas mis en évidence comme avec le filtrage. . . . .	47
3.10	Influences combinées de l'échantillonnage adaptatif et du filtrage des surfaces. L'association des deux procédés permet d'obtenir des surfaces TROA de haute qualité. . . . .	47
3.11	Principe de notre méthode d'éclairage multimatériaux. Nous créons du contraste entre les régions en appliquant des modèles d'éclairage différents le long du rayon. Il n'y a pas de prérequis supplémentaire imposé par notre méthode que les intrinsèques au modèle. Notre implémentation utilise par défaut la combinaison suivante, qui correspond à un style artistique que nous jugeons adapté : le segment 0 utilise un éclairage de Phong [Pho75] basé sur le gradient du volume, le segment 1 utilise un éclairage diffus basé sur les vecteurs normaux aux surfaces TROA, et le segment 2 utilise de l'éclairage ambiant. . . . .	49
3.12	Nous utilisons un second schéma d'échantillonnage adaptatif afin d'être plus précis autour des surfaces TROA lors de la passe rendu volumique direct. . . . .	50

3.13	Influence de l’HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA. Les régions correspondant aux surfaces TROA ressortent davantage, et il devient plus facile de déterminer les relations spatiales entre ces dernières. . . . .	51
3.14	Influence de l’ajout de <i>cel-shading</i> sur une image par rendu volumique direct basé TROA. <b>Note</b> : la source de lumière diffère de celle des figures précédentes pour les besoins de l’illustration. . . . .	52
3.15	Combinaison du <i>cel-shading</i> et de l’HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA. . . . .	52
3.16	Influence des seuils $th_l$ et $th_h$ utilisés pour déterminer une surface TROA. La fonction de transfert, indiquée tout à droite (avec l’histogramme du volume en doré en arrière-plan) reste identique pour chaque ligne. Seules les valeurs des seuils varient. . . . .	54
3.17	Comparaison de la stabilité des surfaces TROA face aux iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires. <b>Haut</b> : Iso-surfaces basées sur les valeurs scalaires obtenues à l’aide de [AGL05]. On remarquera que modifier légèrement la valeur implique des changements non bornés à la surface. <b>Bas</b> : surfaces TROA pour différentes valeurs de $th_l$ et $th_h$ , suivies de la fonction de transfert utilisée. Les surfaces TROA sont stables, même lorsque la paramétrisation change. Dans chaque configuration, la surface produite est différente. La ressemblance est fortuite : elle est causée par certaines propriétés du jeu de données. . . . .	54
3.18	Comparaison de surfaces TROA et d’iso surfaces basées sur les valeurs scalaires sur le jeu de données <b>a</b> (tableau 3.1). . . . .	55
3.19	Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur un scanner du Lapin de Stanford. . . . .	55
3.20	Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur un scanner d’une carpe. . . . .	56
3.21	Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur un scanner d’un Caméléon. . . . .	56
3.22	Illustration de notre méthode de rendu volumique direct sur le scanner du Moteur <i>General Electrics</i> . . . . .	56
3.23	Influence du choix de modèles d’éclairage sur chaque segment. Les notations sont celles spécifiées dans la sous-section 3.4.1. . . . .	57
3.24	Exemples de rendus de scanners CT et d’échographie 3D reconstruite en utilisant différentes fonctions de transfert d’opacité pour le rendu et pour l’extraction. Toutes les images ont été obtenues avec les réglages par défaut. <b>Haut</b> : images obtenues en utilisant l’union des deux fonctions de transfert pour l’extraction des surfaces TROA et pour la passe de rendu volumique. <b>Milieu</b> : images obtenues en utilisant les $TF_2$ respectives pour l’extraction des surfaces TROA et l’union pour la passe de rendu volumique. <b>Bas</b> : les fonctions de transfert employées, avec l’histogramme de chaque volume en arrière-plan (en doré). . . . .	58
3.25	Comparaisons de notre rendu volumique direct illustratif avec les logiciels et <i>frameworks</i> de l’état de l’art. De haut en bas : éclairage de Phong basé gradient diffus [Fed+12], Inviwo [Jön+19], Cinematic Anatomy [Sie21], notre technique. Contrairement aux autres figures, nous n’avons appliqué le filtre de Šoltészová et al. sur <i>aucun</i> volume. Toutes les mesures ont été obtenues sur un ordinateur de bureau équipé d’un GPU NVIDIA RTX™2080 Ti, à l’exception de celles pour [Sie21], qui ont été obtenues sur un ordinateur portable équipé d’un GPU NVIDIA RTX™3080. <b>Note (*)</b> : les temps pour le <i>Cinematic Rendering</i> sont donnés pour une convergence complète, plutôt que par image, en utilisant l’outil de capture intégré dans le logiciel [Sie21]. . . . .	60
3.26	Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l’état de l’art avec notre méthode sur le jeu de données <b>a</b> . . . . .	61
3.27	Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l’état de l’art avec notre méthode sur le jeu de données <b>b</b> . . . . .	61
3.28	Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l’état de l’art avec notre méthode sur le jeu de données <b>d</b> . . . . .	61

3.29	Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur le jeu de données <b>f</b> . . . . .	62
3.30	Comparaisons de différentes techniques de rendu volumique de l'état de l'art avec notre méthode sur les jeux de données additionnels utilisés en référence pour l'étude de la robustesse décrite en sous-section 3.6.2. . . . .	62
3.31	Comparaison de notre effet de <i>cel-shading</i> basé sur les surfaces TROA à celui proposé par [BG05]. L'illustration pour [BG05] a été réalisée dans une version du logiciel dont nous avons modifié les <i>shaders</i> pour qu'ils soient supportés par les GPUs contemporains. . . . .	63
3.32	Comparaison du rendu illustratif proposé par [BG07a] à notre rendu. L'illustration pour [BG07a] est extraite du travail original, <b>Figure 7, dernière colonne</b> (Illustration <b>Copyright Computer Graphics Forum</b> ) . . . . .	64
3.33	Comparaison des halos de [BG07b] utilisés pour obtenir un effet d'occlusion ambiante à notre occlusion ambiante par HBAO, illustré sur un volume de scanner de crâne humain. L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, <b>Figure 4.a (haut) et Figure 4.b (bas) (Copyright IEEE)</b> . . . . .	65
3.34	Comparaison des halos de [BG07b] à notre occlusion ambiante par HBAO sur un scanner de main humaine, en utilisant une seule fonction de transfert. L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, <b>Figure 6.a (haut) et Figure 6.d (bas) (Copyright IEEE)</b> . . . . .	66
3.35	Comparaison des halos de [BG07b] à notre occlusion ambiante par HBAO sur un scanner de main humaine, en utilisant deux fonctions de transfert. L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, <b>Figure 6.a (haut) et Figure 6.d (bas) (Copyright IEEE)</b> . . . . .	66
3.36	Résumé de notre comparaison aux halos de [BG07b] à notre occlusion ambiante par HBAO en utilisant une et deux fonctions de transfert (resp. centre, droite). L'illustration pour [BG07b] est extraite du travail original, <b>Figure 6.d (Copyright IEEE)</b> . . . . .	67
3.37	Performances de notre rendu volumique basé TROA, estimé sur les jeux de données <b>a</b> , <b>b</b> , <b>c</b> et <b>d</b> . Chaque total représente le temps nécessaire à la réalisation d'une image affichée à l'écran. . . . .	68
4.1	Exemple de vérification d'un recalage entre un scanner CT et un volume de données échographique, respectivement sur la gauche et sur la droite de chaque image. Une fois le recalage effectué à partir des plans 2D, l'expert est amené à vérifier les performances de son recalage en 3D dans une application prévue à cet effet. <b>a</b> : Confirmation grossière à plusieurs niveaux de zooms. <b>b<sub>1,2,3</sub></b> : Confirmation fine par structure, anatomique du foie, respectivement : bifurcation de la veine porte, aorte, bifurcation de la veine porte (deuxième angle de vue). La caméra et les contrôles sont synchronisés entre les deux scènes, permettant une évaluation qualitative de la qualité du recalage. . . . .	74
4.2	Tâches d'annotations successives réalisées par un utilisateur. . . . .	77
5.1	Exemples d'utilisation de <b>Night viewer</b> , application de référence dans laquelle le rendu volumique basé TROA a été initialement développé. Les rendus volumiques basés TROA présentés utilisent tous les réglages par défaut suggérés dans la sous-section 3.4.1. <b>a</b> : Rendu volumique basé TROA sur un volume échographique du jeu de données TRUSTED, utilisé pour l'évaluation de la méthode présentée dans le chapitre 4. <b>b</b> : Rendu volumique basé TROA sur un scanner CT [Kit23]. <b>c</b> : IDVR [VKG04], sur le même volume de données que la figure 2.10, mais des fonctions de transfert différentes. <b>d</b> : Rendu volumique basé TROA sur un volume échographique reconstruit à partir d'images planaires. <b>e</b> : Rendu volumique basé TROA sur un volume échographique acquis par une sonde 3D. . . . .	86
5.2	Acquisition d'un volume de données dans <b>Pteropus</b> , et visualisation du volume à l'aide de rendu volumique direct basé TROA. . . . .	87

5.3	Utilisation d'un second volume de données dans <b>Pteropus</b> pour un acte de chirurgie percutanée. L'utilisateur peut choisir les données à visualiser simultanément (volume échographique acquis, segmentations de ce dernier, volume supplémentaire ou une combinaison des données précédentes).	87
5.4	Interface utilisateur à base de « vignettes » dans <i>Night Viewer</i> (gauche) et dans <i>Pteropus</i> (droite).	89
5.5	Notre zone d'intérêt dynamique, déterminée en fonction de l'orientation de l'aiguille.	89
5.6	Il est commun que les volumes de données soient remplis artificiellement aux bords par une valeur scalaire spéciale, choisie par le fabricant du matériel d'acquisition. Effectuer une recherche d'un optimum de variance dans toutes les directions pour ces régions n'a que peu d'intérêt, et rallonge le temps d'exécution du filtre.	91
A.1	Différents points de vue avec les deux mêmes fonctions de transfert sur le jeu de données <b>d</b> . Les seuils d'opacité restent identiques.	97
A.2	Notre méthode de rendu volumique en utilisant deux fonctions de transfert sur divers jeux de données, utilisés dans l'étude de la robustesse des surfaces TROA décrite dans la sous-section 3.6.2. Les seuils d'opacité restent identiques.	98
B.1	Influence de l'étape de filtrage sur les surfaces TROA, illustrée sur une image de scanner CT.	99
B.2	Influence de l'échantillonnage adaptatif sur les surfaces TROA, illustrée sur une image de scanner CT.	100
B.3	Influences combinées de l'échantillonnage adaptatif et du filtrage des surfaces, illustrées sur une image de scanner CT.	101
B.4	Influence de l'HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA, illustrée sur une image de scanner CT.	101
B.5	Influence de l'ajout de <i>cel-shading</i> sur une image par rendu volumique direct basé TROA, illustrée sur une image de scanner CT.	102
B.6	Combinaison du <i>cel-shading</i> et de l'HBAO sur une image par rendu volumique direct basé TROA, illustrée sur un scanner CT.	102



---

# Liste des tableaux

---

3.1	Description des jeux de données utilisés. Les jeux de données d'images échographiques marqués d'un <sup>1</sup> ont été acquis par des sondes 3D. Ceux marqués d'un <sup>2</sup> ont été reconstruits à partir d'images planaires 2D. . . . .	53
3.2	Conditions des mesures de performances résumées sur la figure 3.37. . . . .	64
4.1	Les indicateurs que nous utilisons pour notre évaluation. Les métriques prises en compte pour chaque indicateur sont détaillées dans le tableau 4.2. . . . .	71
4.2	Métriques d'évaluation pour chaque indicateur. . . . .	71
4.3	Nombre d'itérations du processus d'annotation par patient avant d'obtenir une qualité jugée suffisante par l'expert médical. Les volumes ont été recalés dans l'ordre croissant du numéro de patient : le niveau d'exigence n'a ainsi pas diminué au courant de la procédure. . . . .	74
4.4	Les différentes tâches d'annotations pouvant être proposées à un participant à l'étude. Ces tâches sont ordonnées selon quatre variantes de tableau 4.5. . . . .	75
4.5	Variantes des flux de tâches à réaliser, où les identifiants pour chacune des tâches sont ceux fournis dans le tableau 4.4. . . . .	75
4.6	Ordre dans lequel les volumes servant de référence-expert ont été annotés. Les lettres sont les variantes de flux d'annotation spécifiées dans le tableau 4.5. . . . .	78
4.7	Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 47. . . . .	80
4.8	Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 53. . . . .	80
4.9	Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 72. . . . .	81
4.10	Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 87. . . . .	81
4.11	Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 114. . . . .	82
4.12	Statistiques sur les annotations de la référence-expert pour le patient 118. . . . .	82
5.1	Performances de notre région d'intérêt dynamique. <b>Les temps donnés comprennent les synchronisations imposées par CUDA et OpenGL.</b> . . . .	89
5.2	Erreur quadratique moyenne et erreur quadratique médiane causées par la réduction de l'intervalle de recherche de la variance. . . . .	90



---

# Bibliographie

---

- [ADM10] Alexandre ANCEL, Jean-Michel DISCHLER et Catherine MONGENET. « Feature-Driven Ambient Occlusion for Direct Volume Rendering ». In : *IEEE/ EG Symposium on Volume Graphics*. Sous la direction de Ruediger WESTERMANN et Gordon KINDLMANN. The Eurographics Association, 2010. ISBN : 978-3-905674-23-1. DOI : [10.2312/VG/VG10/085-092](https://doi.org/10.2312/VG/VG10/085-092) (cf. page 40).
- [AGL05] James AHRENS, Berk GEVECI et Charles LAW. « Visualization Handbook ». In : Burlington, MA, USA : Elsevier Inc., 2005. Chapitre ParaView : An End-User Tool for Large Data Visualization, pages 717-731. URL : <https://www.sciencedirect.com/book/9780123875822/visualization-handbook> (cf. pages 53, 54).
- [Air+11] Boris AIRIEAU et al. « Photon streaming for interactive global illumination in dynamic scenes ». In : *The Visual Computer* 27 (2011), pages 229-240. URL : <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:12181588> (cf. pages 45, 94).
- [Ale+23] Welcome ALEXANDRE-BARFF et al. « A GPU-based Out-of-core Architecture for Interactive Visualization of AMR Time Series Data ». In : *Eurographics Symposium on Parallel Graphics and Visualization*. Sous la direction de Roxana BUJACK, David PUEMIRE et Guido REINA. The Eurographics Association, 2023. ISBN : 978-3-03868-215-8. DOI : [10.2312/pgv.20231080](https://doi.org/10.2312/pgv.20231080) (cf. page 31).
- [Ans73] F. J. ANSCOMBE. « Graphs in Statistical Analysis ». In : *The American Statistician* 27.1 (février 1973), pages 17-21. ISSN : 1537-2731. DOI : [10.1080/00031305.1973.10478966](https://doi.org/10.1080/00031305.1973.10478966). URL : <http://dx.doi.org/10.1080/00031305.1973.10478966> (cf. pages 4, 5).
- [Bab+89] Kazunori BABA et al. « Development of an ultrasonic system for three-dimensional reconstruction of the fetus ». In : *jpme* 17.1 (1989), pages 19-24. ISSN : 1619-3997. DOI : [10.1515/jpme.1989.17.1.19](https://doi.org/10.1515/jpme.1989.17.1.19). URL : <http://dx.doi.org/10.1515/jpme.1989.17.1.19> (cf. page 33).
- [BC89] M.J. BERGER et P. COLELLA. « Local adaptive mesh refinement for shock hydrodynamics ». In : *Journal of Computational Physics* 82.1 (1989), pages 64-84. ISSN : 0021-9991. DOI : [https://doi.org/10.1016/0021-9991\(89\)90035-1](https://doi.org/10.1016/0021-9991(89)90035-1). URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021999189900351> (cf. page 30).
- [BG05] S. BRUCKNER et M.E. GROLLER. « VolumeShop : an interactive system for direct volume illustration ». In : *VIS 05. IEEE Visualization, 2005*. 2005, pages 671-678. DOI : [10.1109/VISUAL.2005.1532856](https://doi.org/10.1109/VISUAL.2005.1532856) (cf. pages 19, 24, 29, 36, 40, 59, 63).
- [BG07a] S. BRUCKNER et M. E. GRÖLLER. « Style Transfer Functions for Illustrative Volume Rendering ». In : *Computer Graphics Forum* 26.3 (2007), pages 715-724. DOI : <https://doi.org/10.1111/j.1467-8659.2007.01095.x>. eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1467-8659.2007.01095.x>. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1467-8659.2007.01095.x> (cf. pages 24, 29, 48, 59, 64).
- [BG07b] Stefan BRUCKNER et Eduard GRÖLLER. « Enhancing Depth-Perception with Flexible Volumetric Halos ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 13.6 (2007), pages 1344-1351. DOI : [10.1109/TVCG.2007.70555](https://doi.org/10.1109/TVCG.2007.70555) (cf. pages 19, 29, 30, 40, 61, 62, 65-67).

- [BG09] Stefan BRUCKNER et M. Eduard GRÖLLER. « Instant Volume Visualization using Maximum Intensity Difference Accumulation ». In : *Computer Graphics Forum* 28.3 (juin 2009), pages 775-782. ISSN : 1467-8659. DOI : [10.1111/j.1467-8659.2009.01474.x](https://doi.org/10.1111/j.1467-8659.2009.01474.x). URL : <http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-8659.2009.01474.x> (cf. page 38).
- [BGH99] H. BRANDL, A. GRITZKY et M. HAIZINGER. « 3D ultrasound : A dedicated system ». In : *European Radiology* 9.S3 (novembre 1999), S331-S333. ISSN : 0938-7994. DOI : [10.1007/p100014067](https://doi.org/10.1007/p100014067). URL : <http://dx.doi.org/10.1007/p100014067> (cf. pages 12, 14, 24).
- [Bie87] Irving BIEDERMAN. « Recognition-by-components : a theory of human image understanding ». en. In : *Psychol. Rev.* 94.2 (avril 1987), pages 115-147 (cf. page 4).
- [Bir+14] Åsmund BIRKELAND et al. « The Ultrasound Visualization Pipeline ». In : *Scientific Visualization : Uncertainty, Multifield, Biomedical, and Scalable Visualization*. London : Springer London, 2014, pages 283-303. ISBN : 978-1-4471-6497-5. DOI : [10.1007/978-1-4471-6497-5\\_24](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6497-5_24). URL : [https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6497-5\\_24](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-6497-5_24) (cf. pages 12, 14, 19, 24, 33).
- [BKO14] Paul L. BASGALL, Fred A. KRUSE et Richard C. OLSEN. « Comparison of lidar and stereo photogrammetric point clouds for change detection ». In : *Laser Radar Technology and Applications XIX; and Atmospheric Propagation XI*. Sous la direction de Monte D. TURNER et al. Tome 9080. SPIE, juin 2014, 90800R. DOI : [10.1117/12.2049856](https://doi.org/10.1117/12.2049856). URL : <http://dx.doi.org/10.1117/12.2049856> (cf. page 9).
- [Bli82] James F. BLINN. « Light reflection functions for simulation of clouds and dusty surfaces ». In : *Proceedings of the 9th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. SIGGRAPH '82. Boston, Massachusetts, USA : Association for Computing Machinery, 1982, pages 21-29. ISBN : 0897910761. DOI : [10.1145/800064.801255](https://doi.org/10.1145/800064.801255). URL : <https://doi.org/10.1145/800064.801255> (cf. pages 19, 20).
- [BO84] Marsha J BERGER et Joseph OLIGER. « Adaptive mesh refinement for hyperbolic partial differential equations ». In : *Journal of Computational Physics* 53.3 (1984), pages 484-512. ISSN : 0021-9991. DOI : [https://doi.org/10.1016/0021-9991\(84\)90073-1](https://doi.org/10.1016/0021-9991(84)90073-1). URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021999184900731> (cf. page 30).
- [BSD08] Louis BAVOIL, Miguel SAINZ et Rouslan DIMITROV. « Image-Space Horizon-Based Ambient Occlusion ». In : *ACM SIGGRAPH 2008 Talks*. SIGGRAPH '08. Los Angeles, California : Association for Computing Machinery, 2008. ISBN : 9781605583433. DOI : [10.1145/1401032.1401061](https://doi.org/10.1145/1401032.1401061). URL : <https://doi.org/10.1145/1401032.1401061> (cf. pages 40, 45, 51).
- [Bur+07] Michael Burns et al. « Feature emphasis and contextual cutaways for multimodal medical visualization ». In : *Proceedings of the 9th Joint Eurographics / IEEE VGTC Conference on Visualization*. EUROVIS'07. Norrköping, Sweden : Eurographics Association, 2007, pages 275-282. ISBN : 9783905673456 (cf. page 14).
- [CCF15a] Leonardo Quatrin CAMPAGNOLO, Waldemar CELES et Luiz Henrique de FIGUEIREDO. « Accurate Volume Rendering Based on Adaptive Numerical Integration ». In : *2015 28th SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images*. 2015, pages 17-24. DOI : [10.1109/SIBGRAPI.2015.27](https://doi.org/10.1109/SIBGRAPI.2015.27) (cf. page 23).
- [CCF15b] Leonardo Quatrin CAMPAGNOLO, Waldemar CELES et Luiz Henrique de FIGUEIREDO. « Accurate Volume Rendering Based on Adaptive Numerical Integration ». In : *2015 28th SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images*. IEEE, août 2015, pages 17-24. DOI : [10.1109/sibgrapi.2015.27](https://doi.org/10.1109/sibgrapi.2015.27). URL : <http://dx.doi.org/10.1109/SIBGRAPI.2015.27> (cf. page 30).

- [CD12] Andrew CORCORAN et John DINGLIANA. « Real-Time Illumination for Two-Level Volume Rendering ». In : *Advances in Visual Computing*. Sous la direction de George BEBIS et al. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2012, pages 544-555. ISBN : 978-3-642-33179-4 (cf. pages 19, 26, 28, 31, 32).
- [Cha60] S CHANDRASEKHAR. *Radiative Transfer*. Dover Books on Physics. Mineola, NY : Dover Publications, 1960 (cf. page 20).
- [COG20] COGNOSPHERE. *Genshin*. PC/Android/iOS/PS4. 2020 (cf. pages 29, 40, 62).
- [Dao+15] Mohammad I. DAoud et al. « Freehand 3D ultrasound imaging system using electromagnetic tracking ». In : *2015 International Conference on Open Source Software Computing (OSSCOM) (2015)*, pages 1-5. URL : <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:8426051> (cf. page 14).
- [Deb06] Paul DEBEVEC. « Image-based lighting ». In : *ACM SIGGRAPH 2006 Courses*. SIGGRAPH '06. Boston, Massachusetts : Association for Computing Machinery, 2006, 4-es. ISBN : 1595933646. DOI : 10.1145/1185657.1185686. URL : <https://doi.org/10.1145/1185657.1185686> (cf. page 28).
- [Dee+88] Michael DEERING et al. « The Triangle Processor and Normal Vector Shader : A VLSI System for High Performance Graphics ». In : *SIGGRAPH Comput. Graph.* 22.4 (juin 1988), pages 21-30. ISSN : 0097-8930. DOI : 10.1145/378456.378468. URL : <https://doi.org/10.1145/378456.378468> (cf. page 45).
- [DEP05] Philippe DESGRANGES, Klaus ENGEL et Gianluca PALADINI. « Gradient-free shading : A new method for realistic interactive volume rendering ». In : tome 2005. Janvier 2005, pages 209-216 (cf. page 28).
- [Det+94] Paul R. DETMER et al. « 3d ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking : In vitro calibration and validation ». In : *Ultrasound in Medicine & Biology* 20.9 (janvier 1994), pages 923-936. ISSN : 0301-5629. DOI : 10.1016/0301-5629(94)90052-3. URL : [http://dx.doi.org/10.1016/0301-5629\(94\)90052-3](http://dx.doi.org/10.1016/0301-5629(94)90052-3) (cf. page 33).
- [Dew+09] D. E. O. DEWI et al. « 3D ultrasound reconstruction of spinal images using an improved Olympic Hole-filling method ». In : *International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology, and Biomedical Engineering 2009*. 2009, pages 1-5. DOI : 10.1109/ICICI-BME.2009.5417235 (cf. page 14).
- [Dom+11] Gitta DOMIK et al. « How useful is computer graphics for medical diagnoses? » In : *41. Jahrestagung der Gesellschaft für Informatik, Informatik schafft Communities, INFORMATIK 2011, Berlin, Germany, October 4-7, 2011, Abstract Proceedings*. Sous la direction d'Hans-Ulrich HEISS et al. Tome P-192. LNI. GI, 2011, page 437. URL : <https://dl.gi.de/handle/20.500.12116/18755> (cf. page 70).
- [DPC23] Razvan-Gabriel DUMITRU, Darius PETELEAZA et Catalin CRACIUN. « Using DUCK-Net for polyp image segmentation ». In : *Scientific Reports* 13.1 (juin 2023), page 9803. ISSN : 2045-2322. DOI : 10.1038/s41598-023-36940-5. URL : <https://doi.org/10.1038/s41598-023-36940-5> (cf. page 10).
- [EKE01] Klaus ENGEL, Martin KRAUS et Thomas ERTL. « High-Quality Pre-Integrated Volume Rendering Using Hardware-Accelerated Pixel Shading ». In : *Proceedings of the ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS Workshop on Graphics Hardware*. HWWW '01. Los Angeles, California, USA : Association for Computing Machinery, 2001, pages 9-16. ISBN : 158113407X. DOI : 10.1145/383507.383515. URL : <https://doi.org/10.1145/383507.383515> (cf. page 30).
- [El +08] Jean-Francois EL HAJJAR et al. « Second Order Pre-Integrated Volume Rendering ». In : *2008 IEEE Pacific Visualization Symposium*. 2008, pages 9-16. DOI : 10.1109/PACIFICVIS.2008.4475453 (cf. page 30).

- [Eng16] Klaus ENGEL. « Real-Time Monte-Carlo Path Tracing of Medical Volume Data ». In : Citation based on online slides, last consulted on 18th October, 2023. Siemens. San Jose Convention Center, CA, USA : GPU Technology Conference, avril 2016. URL : <https://on-demand.gputechconf.com/gtc/2016/presentation/s6535-klaus-engel-real-time-monte-carlo-path-tracing-medical-volume-data.pdf> (cf. pages 19, 27-29, 36).
- [ER20] Dominik ENGEL et Timo ROPINSKI. « Deep Volumetric Ambient Occlusion ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 27 (2020), pages 1268-1278. URL : <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:221172702> (cf. page 29).
- [Ert+07] T. ERTL et al. « Adaptive sampling in three dimensions for volume rendering on GPUs ». In : *2007 6th International Asia-Pacific Symposium on Visualization*. 2007, pages 113-120. DOI : [10.1109/APVIS.2007.329285](https://doi.org/10.1109/APVIS.2007.329285) (cf. page 30).
- [Esp79] Larry W. ESPOSITO. « Extensions to the classical calculation of the effect of mutual shadowing in diffuse reflection ». In : *Icarus* 39.1 (1979), pages 69-80. ISSN : 0019-1035. DOI : [https://doi.org/10.1016/0019-1035\(79\)90101-5](https://doi.org/10.1016/0019-1035(79)90101-5). URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0019103579901015> (cf. page 20).
- [Fed+12] Andriy FEDOROV et al. « 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network ». In : *Magnetic Resonance Imaging* 30.9 (novembre 2012), pages 1323-1341. DOI : [10.1016/j.mri.2012.05.001](https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001) (cf. pages 24, 25, 58-60, 73).
- [For10] Camilla FORSELL. « A Guide to Scientific Evaluation in Information Visualization ». In : *2010 14th International Conference Information Visualisation*. 2010, pages 162-169. DOI : [10.1109/IV.2010.33](https://doi.org/10.1109/IV.2010.33) (cf. page 70).
- [FPB11] Aaron FENSTER, Grace PARRAGA et Jeff BAX. « Three-dimensional ultrasound scanning ». en. In : *Interface Focus* 1.4 (juin 2011), pages 503-519 (cf. page 12).
- [Fun36] H. Gray FUNKHOUSER. « A Note on a Tenth Century Graph ». In : *Osiris* 1 (1936), pages 260-262. DOI : [10.1086/368425](https://doi.org/10.1086/368425). eprint : <https://doi.org/10.1086/368425>. URL : <https://doi.org/10.1086/368425> (cf. page 3).
- [FVU10] Michael FRIENDLY, Pedro VALERO-MORA et Joaquàñ ULARGUI. « The First (Known) Statistical Graph : Michael Florent van Langren and the "Secret" of Longitude ». In : *The American Statistician* 64 (mai 2010), pages 174-184. DOI : [10.1198/tast.2010.09154](https://doi.org/10.1198/tast.2010.09154) (cf. page 3).
- [Gau20] Pascal GAUTRON. « Real-Time Ray-Traced Ambient Occlusion of Complex Scenes Using Spatial Hashing ». In : *ACM SIGGRAPH 2020 Talks*. SIGGRAPH '20. Virtual Event, USA : Association for Computing Machinery, 2020. ISBN : 9781450379717. DOI : [10.1145/3388767.3407375](https://doi.org/10.1145/3388767.3407375). URL : <https://doi.org/10.1145/3388767.3407375> (cf. pages 40, 51).
- [Geo06] Gregory M. Nielson GEORGES-PIERRE BONNEAU Thomas Ertl, éditeur. *Scientific Visualization : The Visual Extraction of Knowledge from Data*. Springer Berlin Heidelberg, 2006. ISBN : 9783540307907. DOI : [10.1007/3-540-30790-7](https://doi.org/10.1007/3-540-30790-7). URL : <http://dx.doi.org/10.1007/3-540-30790-7> (cf. page 7).
- [GU95] Al GLOBUS et Sam USELTON. « Evaluation of Visualization Software ». In : *ACM SIGGRAPH Computer Graphics* 29 (mars 1995). DOI : [10.1145/204362.204372](https://doi.org/10.1145/204362.204372) (cf. page 70).
- [Gue+10] Amel GUETAT et al. « Pre-Integrated Volume Rendering with Non-Linear Gradient Interpolation ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 16.6 (2010), pages 1487-1494. DOI : [10.1109/TVCG.2010.187](https://doi.org/10.1109/TVCG.2010.187) (cf. page 30).
- [Guo+22] Jie Guo et al. « Efficient Light Probes for Real-Time Global Illumination ». In : *ACM Trans. Graph.* 41.6 (novembre 2022). ISSN : 0730-0301. DOI : [10.1145/3550454.3555452](https://doi.org/10.1145/3550454.3555452). URL : <https://doi.org/10.1145/3550454.3555452> (cf. page 27).

- [Had+12] Markus HADWIGER et al. « Interactive Volume Exploration of Petascale Microscopy Data Streams Using a Visualization-Driven Virtual Memory Approach ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 18.12 (2012), pages 2285-2294. doi : [10.1109/TVCG.2012.240](https://doi.org/10.1109/TVCG.2012.240) (cf. page 31).
- [Had+18] Markus HADWIGER et al. « SparseLeap : Efficient Empty Space Skipping for Large-Scale Volume Rendering ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 24.1 (2018), pages 974-983. doi : [10.1109/TVCG.2017.2744238](https://doi.org/10.1109/TVCG.2017.2744238) (cf. page 30).
- [Hap63] Bruce W. HAPKE. « A theoretical photometric function for the lunar surface ». In : *Journal of Geophysical Research (1896-1977)* 68.15 (1963), pages 4571-4586. doi : <https://doi.org/10.1029/JZ068i015p04571>. eprint : <https://agupubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1029/JZ068i015p04571>. URL : <https://agupubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1029/JZ068i015p04571> (cf. page 20).
- [Hau+01] H. HAUSER et al. « Two-level volume rendering ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 7.3 (2001), pages 242-252. doi : [10.1109/2945.942692](https://doi.org/10.1109/2945.942692) (cf. pages 31, 32).
- [HBH03] M. HADWIGER, C. BERGER et H. HAUSER. « High-quality two-level volume rendering of segmented data sets on consumer graphics hardware ». In : *IEEE Visualization, 2003. VIS 2003*. 2003, pages 301-308. doi : [10.1109/VISUAL.2003.1250386](https://doi.org/10.1109/VISUAL.2003.1250386) (cf. pages 31, 32).
- [HCG05] Robin C. Houck, Jason COOKE et Edward A. GILL. « Three-Dimensional Echo : Transition from Theory to Real-Time, A Technology Now Ready for Prime Time ». In : *Current Problems in Diagnostic Radiology* 34.3 (mai 2005), pages 85-105. ISSN : 0363-0188. doi : [10.1016/j.cpradiol.2005.02.001](https://doi.org/10.1016/j.cpradiol.2005.02.001). URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.cpradiol.2005.02.001> (cf. page 33).
- [HH12] Alwyn V. HUSSELMANN et Ken A. HAWICK. « 3D Vector-Field Data Processing and Visualisation on Graphical Processing Units ». In : *Signal and Image Processing*. ACTAPRESS, 2012. doi : [10.2316/p.2012.786-084](https://doi.org/10.2316/p.2012.786-084). URL : <http://dx.doi.org/10.2316/P.2012.786-084> (cf. page 9).
- [HJ09] Toshiya HACHISUKA et Henrik Wann JENSEN. « Stochastic progressive photon mapping ». In : *ACM SIGGRAPH Asia 2009 Papers*. SIGGRAPH Asia '09. Yokohama, Japan : Association for Computing Machinery, 2009. ISBN : 9781605588582. doi : [10.1145/1661412.1618487](https://doi.org/10.1145/1661412.1618487). URL : <https://doi.org/10.1145/1661412.1618487> (cf. page 27).
- [HLY10] Frida HERNELL, Patric LJUNE et Anders YNNERMAN. « Local Ambient Occlusion in Direct Volume Rendering ». In : *IEEE transactions on visualization and computer graphics* 16 (septembre 2010), pages 548-59. doi : [10.1109/TVCG.2009.45](https://doi.org/10.1109/TVCG.2009.45) (cf. page 40).
- [Hou73] Godfrey Newbold HOUNSFIELD. « Computerized transverse axial scanning (tomography) : Part I. Description of system. 1973. » In : *The British journal of radiology* 68 815 (1973), H166-72 (cf. pages 23, 34, 36, 57, 62).
- [HPS15] John R HOWELL, M PINAR MENGUC et Robert SIEGEL. *Thermal Radiation Heat Transfer, 6th edition*. en. Boca Raton, FL : CRC Press, août 2015 (cf. page 20).
- [Int19] INTEL. *Depth Post-Processing for Intel® RealSense™ Depth Camera D400 Series*. Rapport technique. Last accessed on 2023-09-27. Release date based on WayBack machine (<https://web.archive.org/>). Intel, 2019. URL : <https://dev.intelrealsense.com/docs/depth-post-processing> (cf. page 44).
- [IRC24] IRCAD. *Sight, Surgical Image Guidance and Healthcare Toolkit*. <https://github.com/IRCAD/sight>. 2024 (cf. pages 14, 15, 17, 32, 52, 65, 85).

- [Irv66] William M. IRVINE. « The shadowing effect in diffuse reflection ». In : *Journal of Geophysical Research (1896-1977)* 71.12 (1966), pages 2931-2937. doi : <https://doi.org/10.1029/JZ071i012p02931>. eprint : <https://agupubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1029/JZ071i012p02931>. URL : <https://agupubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1029/JZ071i012p02931> (cf. page 20).
- [Ise+21] Fabian ISENSEE et al. « nnU-Net : a self-configuring method for deep learning-based biomedical image segmentation ». In : *Nature Methods* 18.2 (février 2021), pages 203-211. ISSN : 1548-7105. doi : [10.1038/s41592-020-01008-z](https://doi.org/10.1038/s41592-020-01008-z). URL : <https://doi.org/10.1038/s41592-020-01008-z> (cf. pages 10, 14).
- [Iwa13] Satoru IWATA. *Iwata Asks : The Legend of Zelda : The Wind Waker HD*. <https://iwataasks.nintendo.com/interviews/wiiu/wind-waker/0/0/>. Accessed : 21-08-2023. 2013 (cf. page 29).
- [IZM18] Oleg IGOUCHKINE, Yubo ZHANG et Kwan-Liu MA. « Multi-Material Volume Rendering with a Physically-Based Surface Reflection Model ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 24.12 (2018), pages 3147-3159. doi : [10.1109/TVCG.2017.2784830](https://doi.org/10.1109/TVCG.2017.2784830) (cf. pages 24, 29, 36, 48, 93).
- [Jim+16] Jorge JIMENEZ et al. « Practical Real-Time Strategies for Accurate Indirect Occlusion ». In : 2016. URL : <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:222131256> (cf. pages 40, 51, 64).
- [Jön+19] Daniel JÖNSSON et al. « Inviwo - A Visualization System with Usage Abstraction Levels ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 26.11 (2019), pages 3241-3254. ISSN : 1077-2626. doi : [10.1109/TVCG.2019.2920639](https://doi.org/10.1109/TVCG.2019.2920639) (cf. pages 24, 27, 29, 58-60).
- [Jos+08] Alark JOSHI et al. « Effective visualization of complex vascular structures using a non-parametric vessel detection method ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 14.6 (2008), pages 1603-1610. doi : [10.1109/TVCG.2008.123](https://doi.org/10.1109/TVCG.2008.123) (cf. page 19).
- [Jun+17] Younhyun JUNG et al. « Occlusion and Slice-Based Volume Rendering Augmentation for PET-CT ». In : *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 21.4 (2017), pages 1005-1014. doi : [10.1109/JBHI.2016.2565502](https://doi.org/10.1109/JBHI.2016.2565502) (cf. pages 19, 31, 94).
- [Ken] Jessie KENNEDY. « Principles of Information Visualization Tutorial ». Accessed : 12/10/2024. URL : <https://mk.bcgsc.ca/vizbi/2012/principles.pdf> (cf. page 4).
- [Khl+13] Rostislav KHLBNIKOV et al. « Noise-Based Volume Rendering for the Visualization of Multivariate Volumetric Data ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 19.12 (décembre 2013), pages 2926-2935. ISSN : 1077-2626. doi : [10.1109/tvcg.2013.180](https://doi.org/10.1109/tvcg.2013.180). URL : <http://dx.doi.org/10.1109/TVCG.2013.180> (cf. page 8).
- [Kin+03] G. KINDLMANN et al. « Curvature-based transfer functions for direct volume rendering : methods and applications ». In : *IEEE Visualization, 2003. VIS 2003*. 2003, pages 513-520. doi : [10.1109/VISUAL.2003.1250414](https://doi.org/10.1109/VISUAL.2003.1250414) (cf. page 40).
- [Kit23] KITWARE. *Kitware Data*. Last accessed on : 2023-10-23. 2023. URL : <https://data.kitware.com/> (cf. pages 27, 53, 86).
- [KKH02] J. KNISS, G. KINDLMANN et C. HANSEN. « Multidimensional transfer functions for interactive volume rendering ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 8.3 (2002), pages 270-285. doi : [10.1109/TVCG.2002.1021579](https://doi.org/10.1109/TVCG.2002.1021579) (cf. page 24).
- [Kla17] Pavol KLACANSKY. *Open SciVis Datasets*. <https://klacansky.com/open-sci-vis-datasets/>. Décembre 2017. URL : <https://klacansky.com/open-sci-vis-datasets/> (cf. pages 55, 97).

- [Kno+06] Aaron KNOLL et al. « Interactive Isosurface Ray Tracing of Large Octree Volumes ». In : *2006 IEEE Symposium on Interactive Ray Tracing*. 2006, pages 115-124. doi : [10.1109/RT.2006.280222](https://doi.org/10.1109/RT.2006.280222) (cf. page 30).
- [Kno+09] Aaron KNOLL et al. « Volume Ray Casting with Peak Finding and Differential Sampling ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 15.6 (2009), pages 1571-1578. doi : [10.1109/TVCG.2009.204](https://doi.org/10.1109/TVCG.2009.204) (cf. pages 38, 42).
- [Kra+20] Valentin KRAFT et al. « Adaptive Illumination Sampling for Direct Volume Rendering ». In : *Advances in Computer Graphics*. Sous la direction de Nadia MAGNENAT-THALMANN et al. Cham : Springer International Publishing, 2020, pages 107-118. ISBN : 978-3-030-61864-3 (cf. pages 19, 28, 36, 40).
- [KS08] R.M. KIRBY et C.T. SILVA. « The Need for Verifiable Visualization ». In : *IEEE Computer Graphics and Applications* 28.5 (septembre 2008), pages 78-83. ISSN : 0272-1716. doi : [10.1109/mcg.2008.103](https://doi.org/10.1109/mcg.2008.103). URL : <http://dx.doi.org/10.1109/MCG.2008.103> (cf. page 70).
- [KV84] James T. KAJIYA et Brian P VON HERZEN. « Ray tracing volume densities ». In : *Proceedings of the 11th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. SIGGRAPH '84. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, 1984, pages 165-174. ISBN : 0897911385. doi : [10.1145/800031.808594](https://doi.org/10.1145/800031.808594). URL : <https://doi.org/10.1145/800031.808594> (cf. pages 19, 20, 23).
- [Law+15] Kai LAWONN et al. « Illustrative Multi-volume Rendering for PET/CT Scans ». In : *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*. Sous la direction de Katja BÜHLER, Lars LINSEN et Nigel W. JOHN. The Eurographics Association, 2015. ISBN : 978-3-905674-82-8. doi : [10.2312/vcbm.20151213](https://doi.org/10.2312/vcbm.20151213) (cf. pages 29, 30).
- [LCD15] Baoquan LIU, Gordon J. CLAPWORTHY et Feng DONG. « IsoBAS : A binary accelerating structure for fast isosurface rendering on GPUs ». In : *Computers & Graphics* 48 (2015), pages 60-70. ISSN : 0097-8493. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cag.2015.02.002>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0097849315000102> (cf. page 39).
- [Lev88] M. LEVOY. « Display of surfaces from volume data ». In : *IEEE Computer Graphics and Applications* 8.3 (1988), pages 29-37. doi : [10.1109/38.511](https://doi.org/10.1109/38.511) (cf. page 20).
- [Li+23] Forrest LI et al. *Kitware/VolView : VolView 4.1*. Version v4.1.1. Mai 2023. doi : [10.5281/zenodo.7924637](https://doi.org/10.5281/zenodo.7924637). URL : <https://doi.org/10.5281/zenodo.7924637> (cf. page 59).
- [Lju+16] Patric LJUNG et al. « State of the Art in Transfer Functions for Direct Volume Rendering ». In : *Computer Graphics Forum* 35 (juin 2016), pages 669-691. doi : [10.1111/cgf.12934](https://doi.org/10.1111/cgf.12934) (cf. pages 19, 24, 34, 36).
- [Ma+24] Jun MA et al. « Segment anything in medical images ». In : *Nature Communications* 15.1 (janvier 2024). ISSN : 2041-1723. doi : [10.1038/s41467-024-44824-z](https://doi.org/10.1038/s41467-024-44824-z). URL : <http://dx.doi.org/10.1038/s41467-024-44824-z> (cf. page 14).
- [Maj+19a] Zander MAJERCIK et al. « Dynamic Diffuse Global Illumination with Ray-Traced Irradiance Fields ». In : *Journal of Computer Graphics Techniques (JCGT)* 8.2 (juin 2019), pages 1-30. ISSN : 2331-7418. URL : <http://jcgt.org/published/0008/02/01/> (cf. page 27).
- [Maj+19b] Zander MAJERCIK et al. « Dynamic Diffuse Global Illumination with Ray-Traced Irradiance Fields ». In : *Journal of Computer Graphics Techniques (JCGT)* 8.2 (juin 2019), pages 1-30. ISSN : 2331-7418. URL : <http://jcgt.org/published/0008/02/01/> (cf. page 94).
- [Mar+19] Seán MARTIN. et al. « Using a Depth Heuristic for Light Field Volume Rendering ». In : *Proceedings of the 14th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications - GRAPP, INSTICC*. SciTePress, 2019, pages 134-144. ISBN : 978-989-758-354-4. doi : [10.5220/0007574501340144](https://doi.org/10.5220/0007574501340144) (cf. pages 28, 43).

- [Max95] N. MAX. « Optical models for direct volume rendering ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 1.2 (1995), pages 99-108. doi : [10.1109/2945.468400](https://doi.org/10.1109/2945.468400) (cf. pages 19, 22, 27, 48).
- [McA+12] Stephen McAULEY et al. « Practical physically-based shading in film and game production ». In : *ACM SIGGRAPH 2012 Courses*. SIGGRAPH '12. Los Angeles, California : Association for Computing Machinery, 2012. ISBN : 9781450316781. doi : [10.1145/2343483.2343493](https://doi.org/10.1145/2343483.2343493). URL : <https://doi.org/10.1145/2343483.2343493> (cf. pages 25, 26).
- [McD18] Wes McDERMOTT. *The PBR guide : A handbook for physically based rendering*. en. Allegorithmic, 2018 (cf. page 26).
- [Mit07] Martin MITRING. « Finding next Gen : CryEngine 2 ». In : *ACM SIGGRAPH 2007 Courses*. SIGGRAPH '07. San Diego, California : Association for Computing Machinery, 2007, pages 97-121. ISBN : 9781450318235. doi : [10.1145/1281500.1281671](https://doi.org/10.1145/1281500.1281671). URL : <https://doi.org/10.1145/1281500.1281671> (cf. page 40).
- [Moo+16] Hyungil MOON et al. « 3D freehand ultrasound reconstruction using a piecewise smooth Markov random field ». In : *Computer Vision and Image Understanding* 151 (2016). Probabilistic Models for Biomedical Image Analysis, pages 101-113. ISSN : 1077-3142. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2015.12.009>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314215002738> (cf. page 14).
- [MS19] Farhan MOHAMED et Chan Vei SIANG. « A Survey on 3D Ultrasound Reconstruction Techniques ». In : *Artificial Intelligence*. Sous la direction de Marco Antonio ACEVES-FERNANDEZ. Rijeka : IntechOpen, 2019. Chapitre 4. doi : [10.5772/intechopen.81628](https://doi.org/10.5772/intechopen.81628). URL : <https://doi.org/10.5772/intechopen.81628> (cf. pages 12, 13, 33).
- [Mun14] Tamara MUNZNER. *Visualization Analysis and Design*. A K Peters/CRC Press, décembre 2014. ISBN : 9780429088902. doi : [10.1201/b17511](https://doi.org/10.1201/b17511). URL : <http://dx.doi.org/10.1201/b17511> (cf. page 4).
- [Ndz+23] William NDZIMBONE et al. *TRUSTED : The Paired 3D Transabdominal Ultrasound and CT Human Data for Kidney Segmentation and Registration Research*. 2023. arXiv : [2310.12646](https://arxiv.org/abs/2310.12646) [eess.IV] (cf. pages 13, 70-72).
- [Ndz+24] William NDZIMBONE et al. « Global registration of kidneys in 3D ultrasound and CT images ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (septembre 2024). ISSN : 1861-6429. doi : [10.1007/s11548-024-03255-3](https://doi.org/10.1007/s11548-024-03255-3). URL : <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-024-03255-3> (cf. page 14).
- [Nic65] Fred E. NICODEMUS. « Directional Reflectance and Emissivity of an Opaque Surface ». In : *Appl. Opt.* 4.7 (juillet 1965), pages 767-775. doi : [10.1364/AO.4.000767](https://doi.org/10.1364/AO.4.000767). URL : <https://opg.optica.org/ao/abstract.cfm?URI=ao-4-7-767> (cf. page 25).
- [Nin02] NINTENDO Co., LTD. *The Legend of Zelda : The Wind Waker*. Nintendo GameCube. 2002 (cf. pages 29, 40, 62).
- [Nin17a] NINTENDO Co., LTD. *The Legend of Zelda : Breath of the Wild*. Nintendo Switch. 2017 (cf. pages 29, 62).
- [Nin17b] NINTENDO DREAM EDITORS. *The Legend of Zelda Breath of the Wild Master Works*. ja. Décembre 2017 (cf. pages 40, 50, 59).
- [NK03] Z. NAEY et R. KLEIN. « Depth-peeling for texture-based volume rendering ». In : *11th Pacific Conference on Computer Graphics and Applications, 2003. Proceedings*. 2003, pages 429-433. doi : [10.1109/PCCGA.2003.1238289](https://doi.org/10.1109/PCCGA.2003.1238289) (cf. page 93).

- [NMN87] Tomoyuki NISHITA, Yasuhiro MIYAWAKI et Eihachiro NAKAMAE. « A shading model for atmospheric scattering considering luminous intensity distribution of light sources ». In : *SIGGRAPH Comput. Graph.* 21.4 (août 1987), pages 303-310. ISSN : 0097-8930. DOI : [10.1145/37402.37437](https://doi.org/10.1145/37402.37437). URL : <https://doi.org/10.1145/37402.37437> (cf. page 21).
- [NVI22] NVIDIA. *gl\_ssao*. [https://github.com/nvpro-samples/gl\\_ssao](https://github.com/nvpro-samples/gl_ssao). 2022 (cf. page 45).
- [PGB99] Richard W. PRAGER, Andrew GEE et Laurence BERMAN. « Stradx : real-time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound ». In : *Medical Image Analysis* 3.2 (1999), pages 129-140. ISSN : 1361-8415. DOI : [https://doi.org/10.1016/S1361-8415\(99\)80003-6](https://doi.org/10.1016/S1361-8415(99)80003-6). URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841599800036> (cf. page 33).
- [PH03] A POMMERT et K.H HÖHNE. « Validation of medical volume visualization : a literature review ». In : *International Congress Series* 1256 (2003). CARS 2003. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition, pages 571-576. ISSN : 0531-5131. DOI : [https://doi.org/10.1016/S0531-5131\(03\)00310-8](https://doi.org/10.1016/S0531-5131(03)00310-8). URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0531513103003108> (cf. page 70).
- [PH04] Andreas POMMERT et Karl Heinz HÖHNE. « A test suite for validation of volume visualization procedures ». In : *International Congress Series* 1268 (2004). CARS 2004 - Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition, pages 81-85. ISSN : 0531-5131. DOI : <https://doi.org/10.1016/j.ics.2004.03.199>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0531513104006326> (cf. page 70).
- [Pho75] Bui Tuong PHONG. « Illumination for Computer Generated Pictures ». In : *Commun. ACM* 18.6 (juin 1975), pages 311-317. ISSN : 0001-0782. DOI : [10.1145/360825.360839](https://doi.org/10.1145/360825.360839). URL : <https://doi.org/10.1145/360825.360839> (cf. pages 25, 48, 49).
- [Pre98] D. H. PRETORIUS. « Three-dimensional Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Edited by K. Baba and D. Jurkovic, Published by Parthenon Publishing, Carnforth, UK, 1997, 110pp. ISBN 1-85070-619-0 ». In : *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology* 11.3 (mars 1998), pages 228-228. ISSN : 1469-0705. DOI : [10.1046/j.1469-0705.1998.11030228.x](https://doi.org/10.1046/j.1469-0705.1998.11030228.x). URL : <http://dx.doi.org/10.1046/j.1469-0705.1998.11030228.x> (cf. page 33).
- [RBG07] Peter RAUTEK, Stefan BRUCKNER et Eduard GROLLER. « Semantic Layers for Illustrative Volume Rendering ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 13.6 (2007), pages 1336-1343. DOI : [10.1109/TVCG.2007.70591](https://doi.org/10.1109/TVCG.2007.70591) (cf. page 40).
- [RN00] T. ROXBOROUGH et G.M. NIELSON. « Tetrahedron based, least squares, progressive volume models with application to freehand ultrasound data ». In : *Proceedings Visualization 2000. VIS 2000 (Cat. No.00CH37145)*, 2000, pages 93-100. DOI : [10.1109/VISUAL.2000.885681](https://doi.org/10.1109/VISUAL.2000.885681) (cf. page 14).
- [Rui+10] M. RUIZ et al. « Viewpoint information channel for illustrative volume rendering ». In : *Computers & Graphics* 34.4 (2010). Procedural Methods in Computer Graphics Illustrative Visualization, pages 351-360. ISSN : 0097-8493. DOI : <https://doi.org/10.1016/j.cag.2010.01.006>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0097849310000439> (cf. pages 29, 30).
- [RV06] D. RUIJTERS et Anna VILANOVA. « Optimizing GPU Volume Rendering ». In : *WSCG - Winter School of Computer Graphics*. Tome 14. Février 2006, pages 9-16. URL : <http://graphics.tudelft.nl/Publications-new/2006/RV06> (cf. page 47).

- [Sab88] Paolo SABELLA. « A rendering algorithm for visualizing 3D scalar fields ». In : *Proceedings of the 15th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. SIGGRAPH '88. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, 1988, pages 51-58. ISBN : 0897912756. DOI : [10.1145/54852.378476](https://doi.org/10.1145/54852.378476). URL : <https://doi.org/10.1145/54852.378476> (cf. page 19).
- [SAK19] O. SHARMA, T. ARORA et A. KHATTAR. « Graph-Based Transfer Function for Volume Rendering ». In : *Computer Graphics Forum* 39.1 (mai 2019), pages 76-88. ISSN : 1467-8659. DOI : [10.1111/cgf.13663](https://doi.org/10.1111/cgf.13663). URL : <http://dx.doi.org/10.1111/cgf.13663> (cf. page 24).
- [Sar+20] Jonathan SARTON et al. « Interactive Visualization and On-Demand Processing of Large Volume Data : A Fully GPU-Based Out-of-Core Approach ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 26.10 (2020), pages 3008-3021. DOI : [10.1109/TVCG.2019.2912752](https://doi.org/10.1109/TVCG.2019.2912752) (cf. page 31).
- [Sar+23] J. SARTON et al. « State-of-the-art in Large-Scale Volume Visualization Beyond Structured Data ». In : *Computer Graphics Forum* 42.3 (2023), pages 491-515. DOI : <https://doi.org/10.1111/cgf.14857>. eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/cgf.14857>. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cgf.14857> (cf. page 30).
- [SB14] Hannes P. SAAL et Sliman J. BENSMAIA. « Touch is a team effort : interplay of submodalities in cutaneous sensibility ». In : *Trends in Neurosciences* 37.12 (2014), pages 689-697. ISSN : 0166-2236. DOI : <https://doi.org/10.1016/j.tins.2014.08.012>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0166223614001556> (cf. page 25).
- [Sch+14] Christian SCHULTE ZU BERGE et al. « Predicate-Based Focus-and-Context Visualization for 3D Ultrasound ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 20.12 (décembre 2014), pages 2379-2387. ISSN : 1077-2626. DOI : [10.1109/tvcg.2014.2346317](https://doi.org/10.1109/tvcg.2014.2346317). URL : <http://dx.doi.org/10.1109/TVCG.2014.2346317> (cf. pages 14, 34, 36).
- [SD05] Beatriz Sousa SANTOS et Jean-Louis DILLENSEGER. « Quality evaluation in medical visualization : some issues and a taxonomy of methods ». In : *Medical Imaging 2005 : Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*. Sous la direction de Robert L. Galloway Jr. et Kevin R. CLEARY. Tome 5744. International Society for Optics et Photonics. SPIE, 2005, pages 612-620. DOI : [10.1117/12.594549](https://doi.org/10.1117/12.594549). URL : <https://doi.org/10.1117/12.594549> (cf. page 70).
- [SEG00] SEGA. *JET SET RADIO*. Dreamcast. 2000 (cf. pages 29, 40, 62).
- [SEG16] SEGA. *Persona 5*. Nintendo Switch/PS3/PS4/PS5/Xbox One/PC. 2016 (cf. pages 29, 40, 62).
- [Sie21] SIEMENS. *Cinematic anatomy*. Downloaded on : 2023-08-29. 2021. URL : <https://www.siemens-healthineers.com/en-us/education/digital-learning-applications-overview/cinematic-anatomy> (cf. pages 27-29, 58, 60).
- [SK95] Marc A. SHAMPO et Robert A. KYLE. « Karl Theodore Dussik—Pioneer in Ultrasound ». In : *Mayo Clinic Proceedings* 70.12 (décembre 1995), page 1136. ISSN : 0025-6196. DOI : [10.4065/70.12.1136](https://doi.org/10.4065/70.12.1136). URL : <http://dx.doi.org/10.4065/70.12.1136> (cf. page 33).
- [Slo+13] Peter-Pike SLOAN et al. « Ambient Obscurance Baking on the GPU ». In : *SIGGRAPH Asia 2013 Technical Briefs*. SA '13. Hong Kong, Hong Kong : Association for Computing Machinery, 2013. ISBN : 9781450326292. DOI : [10.1145/2542355.2542395](https://doi.org/10.1145/2542355.2542395). URL : <https://doi.org/10.1145/2542355.2542395> (cf. page 40).

- [SM00] João M. SANCHES et Jorge S. MARQUES. « A Rayleigh reconstruction/interpolation algorithm for 3D ultrasound ». In : *Pattern Recognition Letters* 21.10 (2000), pages 917-926. ISSN : 0167-8655. DOI : [https://doi.org/10.1016/S0167-8655\(00\)00053-2](https://doi.org/10.1016/S0167-8655(00)00053-2). URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865500000532> (cf. page 14).
- [SML06] Will SCHROEDER, Ken MARTIN et Bill LORENSEN. *The Visualization Toolkit (4th ed.)* Kitware, 2006. ISBN : 978-1-930934-19-1 (cf. pages 10, 25).
- [Šol+12] Veronika ŠOLTÉSZOVÁ et al. « Lowest-Variance Streamlines for Filtering of 3D Ultrasound ». In : *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*. Sous la direction de Timo ROPINSKI et al. The Eurographics Association, 2012. ISBN : 978-3-905674-38-5. DOI : [10.2312/VCBM/VCBM12/041-048](https://doi.org/10.2312/VCBM/VCBM12/041-048) (cf. pages 33, 52, 59, 89).
- [Šol+14] Veronika ŠOLTÉSZOVÁ et al. « Visibility-Driven Processing of Streaming Volume Data ». In : *Proceedings of VCBM 2014*. VCBM 2014 Best Paper Award. Vienna, Austria, septembre 2014, pages 127-136. DOI : [10.2312/vcbm.20141198](https://doi.org/10.2312/vcbm.20141198) (cf. pages 14, 33).
- [Šol+16] Veronika ŠOLTÉSZOVÁ et al. « Output-Sensitive Filtering of Streaming Volume Data ». In : *Computer Graphics Forum* 36.1 (mars 2016), pages 249-262. ISSN : 1467-8659. DOI : [10.1111/cgf.12799](https://doi.org/10.1111/cgf.12799). URL : <http://dx.doi.org/10.1111/cgf.12799> (cf. pages 14, 33).
- [ŠPV11] Veronika ŠOLTÉSZOVÁ, Daniel PATEL et Ivan VIOLA. « Chromatic Shadows for Improved Perception ». In : *Proceedings of the ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Non-Photorealistic Animation and Rendering*. NPAR '11. Vancouver, British Columbia, Canada : Association for Computing Machinery, 2011, pages 105-116. ISBN : 9781450309073. DOI : [10.1145/2024676.2024694](https://doi.org/10.1145/2024676.2024694). URL : <https://doi.org/10.1145/2024676.2024694> (cf. pages 29, 30).
- [SR15] Erik SUNDÉN et Timo ROPINSKI. « Efficient volume illumination with multiple light sources through selective light updates ». In : *2015 IEEE Pacific Visualization Symposium (PacificVis)*. 2015, pages 231-238. DOI : [10.1109/PACIFICVIS.2015.7156382](https://doi.org/10.1109/PACIFICVIS.2015.7156382) (cf. pages 19, 26, 27, 29, 36).
- [Šrá06] Miloš ŠRÁMEK. « 20 years of volume rendering ». In : *Proceedings of the 22nd Spring Conference on Computer Graphics*. SCCG '06. Casta-Papiernicka, Slovakia : Association for Computing Machinery, 2006, pages 7-16. ISBN : 9781450328296. DOI : [10.1145/2602161.2602162](https://doi.org/10.1145/2602161.2602162). URL : <https://doi.org/10.1145/2602161.2602162> (cf. page 10).
- [SSG95] G. SAKAS, L.-A. SCHREYER et M. GRIMM. « Preprocessing and volume rendering of 3D ultrasonic data ». In : *IEEE Computer Graphics and Applications* 15.4 (1995), pages 47-54. DOI : [10.1109/38.391490](https://doi.org/10.1109/38.391490) (cf. page 33).
- [St-+24] Samuelle ST-ONGE et al. « 3D echocardiogram visualization : a new method based on "focus + context" ». In : *Medical Imaging 2024 : Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*. Sous la direction d'Yan CHEN et Claudia R. MELLO-THOMS. SPIE, mars 2024. DOI : [10.1117/12.3006214](https://doi.org/10.1117/12.3006214). URL : <http://dx.doi.org/10.1117/12.3006214> (cf. page 70).
- [ST90] Takafumi SAITO et Tokiichiro TAKAHASHI. « Comprehensible Rendering of 3-D Shapes ». In : *SIGGRAPH Comput. Graph.* 24.4 (septembre 1990), pages 197-206. ISSN : 0097-8930. DOI : [10.1145/97880.97901](https://doi.org/10.1145/97880.97901). URL : <https://doi.org/10.1145/97880.97901> (cf. page 45).
- [Tel14] Alexandru C TELEA. *Data visualization - Principles and Practice*. 2<sup>e</sup> édition. Natick, MA : A K Peters, septembre 2014 (cf. page 7).
- [Tur24] János et al. TURÁNSZKI. <https://github.com/turanszkij/WickedEngine>. 2024 (cf. page 45).

- [VG97] Eric VEACH et Leonidas J GUIBAS. « Metropolis light transport ». In : *Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. 1997, pages 65-76 (cf. page 27).
- [Vio+13] Ivan VIOLA et al. « High-Quality 3D Visualization of In-Situ Ultrasonography ». In : *Eurographics 2013 - Dirk Bartz Prize*. Sous la direction d'Hans-Christian HEGE et Anna VILANOVA. The Eurographics Association, 2013. doi : [10.2312/conf/EG2013/med/001-004](https://doi.org/10.2312/conf/EG2013/med/001-004) (cf. pages 12, 14, 19, 24).
- [VKB23] P. VIVILLE, P. KRAEMER et D. BECHMANN. « Meso-Skeleton Guided Hexahedral Mesh Design ». In : *Computer Graphics Forum* 42.7 (2023), e14932. doi : <https://doi.org/10.1111/cgf.14932>. eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/cgf.14932>. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cgf.14932> (cf. page 9).
- [VKG04] I. VIOLA, A. KANITSAR et M.E. GROLLER. « Importance-driven volume rendering ». In : *IEEE Visualization 2004*. 2004, pages 139-145. doi : [10.1109/VISUAL.2004.48](https://doi.org/10.1109/VISUAL.2004.48) (cf. pages 19, 29, 31, 32, 85, 86).
- [VMD08] Vincent VIDAL, Xing MEI et Philippe DECAUDIN. « Simple Empty-Space Removal for Interactive Volume Rendering ». In : *Journal of Graphics Tools* 13.2 (janvier 2008), pages 21-36. ISSN : 1086-7651. doi : [10.1080/2151237x.2008.10129258](https://doi.org/10.1080/2151237x.2008.10129258). URL : <http://dx.doi.org/10.1080/2151237X.2008.10129258> (cf. page 30).
- [Wal+17] Ingo WALD et al. « CPU volume rendering of adaptive mesh refinement data ». In : *SIGGRAPH Asia 2017 Symposium on Visualization*. SA '17. Bangkok, Thailand : Association for Computing Machinery, 2017. ISBN : 9781450354110. doi : [10.1145/3139295.3139305](https://doi.org/10.1145/3139295.3139305). URL : <https://doi.org/10.1145/3139295.3139305> (cf. page 30).
- [Wal+21] Ingo WALD et al. « Ray Tracing Structured AMR Data Using ExaBricks ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 27.2 (2021), pages 625-634. doi : [10.1109/TVCG.2020.3030470](https://doi.org/10.1109/TVCG.2020.3030470) (cf. page 30).
- [Wan+19] Feng WANG et al. « CPU Isosurface Ray Tracing of Adaptive Mesh Refinement Data ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 25.1 (2019), pages 1142-1151. doi : [10.1109/TVCG.2018.2864850](https://doi.org/10.1109/TVCG.2018.2864850) (cf. page 30).
- [Wan+20] Feng WANG et al. « CPU Ray Tracing of Tree-Based Adaptive Mesh Refinement Data ». In : *Computer Graphics Forum* 39.3 (2020), pages 1-12. doi : <https://doi.org/10.1111/cgf.13958>. eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/cgf.13958>. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cgf.13958> (cf. page 30).
- [War04] Colin WARE. *Information Visualization - Perception for Design*. en. 2<sup>e</sup> édition. Interactive Technologies. Oxford, England : Morgan Kaufmann, mai 2004 (cf. page 4).
- [Wen+13] Tiexiang WEN et al. « An accurate and effective FMM-based approach for freehand 3D ultrasound reconstruction ». In : *Biomedical Signal Processing and Control* 8.6 (2013), pages 645-656. ISSN : 1746-8094. doi : <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2013.05.009>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809413000839> (cf. page 14).
- [Wen+18] Tiexiang WEN et al. « An adaptive kernel regression method for 3D ultrasound reconstruction using speckle prior and parallel GPU implementation ». In : *Neurocomputing* 275 (2018), pages 208-223. ISSN : 0925-2312. doi : <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2017.06.014>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092523121731069X> (cf. page 14).
- [Wie+12] Alexander WIEBEL et al. « WYSIWYP : What You See Is What You Pick ». In : *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 18.12 (2012), pages 2236-2244. doi : [10.1109/TVCG.2012.292](https://doi.org/10.1109/TVCG.2012.292) (cf. pages 38, 76).

- [WK08] Wolfgang WEIN et Ali KAMEN. « Image-based method for in-vivo freehand ultrasound calibration ». In : *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 6920* (avril 2008). doi : [10.1117/12.769948](https://doi.org/10.1117/12.769948) (cf. page 14).
- [WMG98] C.M. WITTENBRINK, T. MALZBENDER et M.E. Goss. « Opacity-weighted color interpolation for volume sampling ». In : *IEEE Symposium on Volume Visualization (Cat. No.989EX300)*. 1998, pages 135-142. doi : [10.1109/SVV.1998.729595](https://doi.org/10.1109/SVV.1998.729595) (cf. page 19).
- [WP09] Hongjian WANG et Xiaoming PU. « 3D Medical CT Images Reconstruction Based on VTK and Visual C++ ». In : *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (2009)*, pages 1-4. URL : <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:44045343> (cf. page 14).
- [WW21] Sebastian WEISS et Rüdiger WESTERMANN. « Analytic Ray Splitting for Controlled Precision DVR ». In : *EuroVis 2021 - Short Papers*. Sous la direction de Marco AEGUS, Christoph GARTH et Andreas KERREN. The Eurographics Association, 2021. ISBN : 978-3-03868-143-4. doi : [10.2312/evs.20211051](https://doi.org/10.2312/evs.20211051) (cf. page 94).
- [Yan+15] Fei YAN et al. « Ray Feature Analysis for Volume Rendering ». In : *Multimedia Tools Appl.* 74.18 (septembre 2015), pages 7621-7641. ISSN : 1380-7501. doi : [10.1007/s11042-014-1994-2](https://doi.org/10.1007/s11042-014-1994-2). URL : <https://doi.org/10.1007/s11042-014-1994-2> (cf. page 38).
- [Zel+24] Stefan ZELLMANN et al. « Beyond ExaBricks : GPU Volume Path Tracing of AMR Data ». In : *Computer Graphics Forum* 43.3 (2024), e15095. doi : <https://doi.org/10.1111/cgf.15095>. eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/cgf.15095>. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/cgf.15095> (cf. page 30).
- [Zho+14] Zhiguang ZHOU et al. « Occlusion-free feature exploration for volume visualization ». In : *Multimedia Tools and Applications* 74 (janvier 2014). doi : [10.1007/s11042-014-2162-4](https://doi.org/10.1007/s11042-014-2162-4) (cf. page 38).
- [Zhu+17] Luoding ZHU et al. « A deformable plate interacting with a non-Newtonian fluid in three dimensions ». In : *Physics of Fluids* 29.8 (août 2017). ISSN : 1089-7666. doi : [10.1063/1.4996040](https://doi.org/10.1063/1.4996040). URL : <http://dx.doi.org/10.1063/1.4996040> (cf. page 9).

## Rendu volumique expressif pour la visualisation interactive de données médicales : application à l'imagerie échographique

### Résumé

L'échographie, en tant que modalité d'imagerie médicale, se distingue par son aptitude à fournir des images dynamiques, non invasives et relativement sûres des structures internes du corps humain. Néanmoins, malgré ses atouts indéniables, les images échographiques restent principalement en deux dimensions, rendant difficile d'évaluer le contexte géométrique de l'anatomie. Cette limitation entrave parfois une visualisation exhaustive et empêche une compréhension approfondie des structures internes, en particulier dans des scénarios cliniques où la profondeur et l'agencement 3D des tissus sont cruciaux pour un diagnostic optimal. Les images planaires ne parviennent en effet pas à capturer la complexité et le contexte géométrique des structures internes, conduisant à une interprétation parfois erronée ou incomplète des données cliniques. Nous nous intéressons dans ce cadre aux volumes d'images échographiques : intégrer une troisième dimension, une composante de profondeur, dans l'échographie permet d'obtenir une image intégrant à la fois les structures et leur contexte, à l'instar d'un scanner ou d'un IRM. Visualiser un volume de données est cependant un problème mathématiquement complexe, et constitue toujours un domaine de recherche active. Pour les applications de visualisation interactive ou en temps réel qui nous intéressent, la méthode la plus employée est le *rendu volumique direct*. Nous présentons trois contributions dans ce domaine : **une nouvelle méthodologie de rendu volumique direct, basé sur la construction d'un nouveau type d'iso-surface, une méthodologie d'évaluation de rendus volumiques d'images médicales** et l'intégration de notre méthode de rendu dans des applications logicielles concrètes, développées dans le contexte du projet Disrumpere mené par l'IRCAD.

### Summary

Ultrasound, as a medical imaging modality, is able to produce dynamically images from a body's internal structures in a safe, radiation-free way. Nevertheless, and despite its intrinsic advantages, ultrasound images mainly stay two-dimensional, making it difficult even for experts to apprehend and evaluate the 3D geometric context the structures are placed in. This is a hard limitation that can for example introduce errors in diagnostics, or even doubt in surgical procedures, two phenomenon that are inherently undesirable for such applications. With this in mind, we propose to study the use of volumetric ultrasound images in the context of medical imaging, and specifically the visualisation process of such data using direct volume rendering. We introduce three different contributions in this domain : **a new direct volume rendering technique, leveraging a new type of iso-surface, an evaluation methodology for medical image visualisation, and the integration of our work in real-world software**, produced in the context of the Disrumpere project led by IRCAD.