



HAL
open science

Modélisation anatomique utilisateur-spécifique et animation temps-réel. Application à l'apprentissage de l'anatomie.

Armelle Bauer

► To cite this version:

Armelle Bauer. Modélisation anatomique utilisateur-spécifique et animation temps-réel. Application à l'apprentissage de l'anatomie.. Génie logiciel [cs.SE]. Université Grenoble Alpes, 2016. Français. NNT: . tel-01412175

HAL Id: tel-01412175

<https://theses.hal.science/tel-01412175>

Submitted on 8 Dec 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité : **Mathématiques-Informatique**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Armelle BAUER

Thèse dirigée par **Jocelyne TROCCAZ, François FAURE, Olivier PALOMBI**

préparée au sein du **Laboratoire TIMC** et du **Laboratoire Jean Kuntzmann (LJK)**
et de l'**École doctorale MSTII**

Modélisation anatomique utilisateur spécifique et animation temps-réel. Application à l'apprentissage de l'anatomie.

Thèse soutenue publiquement le **10 Novembre 2016**,
devant le jury composé de :

Marie-Odile BERGER

Directrice de recherche, INRIA, Rapporteur

Stéphane COTIN

Directeur de recherche, INRIA, Rapporteur

Laurence NIGAY

Professeure, Université Grenoble Alpes, Présidente

Nassir NAVAB

Professeur, TUM, Examineur

Nady EL HOYEK

Maître de conférences, Université de Lyon1, Examineur

Jocelyne TROCCAZ

Directrice de recherche, CNRS, Directrice de thèse

François FAURE

Professeur, Université Grenoble Alpes, Co-Directeur de thèse

Olivier PALOMBI

PU-PH, Université de Grenoble Alpes, CHU de Grenoble Alpes, Co-Encadrant de thèse



RÉSUMÉ

La complexité de l'anatomie fait de son apprentissage une tâche difficile. Au fil des années, différents supports de connaissances ont vu le jour dans le but de représenter et structurer l'anatomie : des dessins au tableau, aux livres d'anatomie, en passant par l'étape incontournable de la dissection, et des travaux pratiques sur maquettes 3D. Il est néanmoins difficile d'appréhender la dimension dynamique de l'anatomie avec les outils d'apprentissage conventionnels ; notion qui est pourtant essentielle à la formation des médecins. À travers ces travaux de thèse, nous proposons un système original et innovant pour l'apprentissage de l'anatomie intitulé « Living Book of Anatomy » (LBA). L'idée étant, pour un utilisateur donné, de superposer à sa propre image une maquette anatomique 3D (peau, squelette, muscles et viscères) et de l'animer en mimant les mouvements de celui-ci. Nous parlons ici d'une application temps-réel de type « **miroir augmenté** ». Nous utilisons la *Kinect* comme capteur de mouvement.

Le premier défi à relever est l'identification de caractéristiques morphologiques qui nous permettront de recalcr notre maquette anatomique 3D sur l'utilisateur. Nous proposons ici deux méthodes interchangeables en fonction des besoins. La première méthode, temps-réel, est basée sur l'utilisation de transformations affines attachées entre les repères positionnés à chaque articulation du squelette donné par la *Kinect* pour déformer la maquette 3D à l'aide de poids de skinning prédéfinis. La seconde méthode, plus couteuse en temps (de l'ordre de quelques minutes), se découpe en trois parties : dans un premier temps, nous déformons la peau à l'aide de la position des articulations du squelette d'animation *Kinect* et du nuage de points partiel de l'utilisateur ; à partir de cela et de règles anatomiques strictes, nous déformons le squelette ; pour finir, nous déformons les tissus mous pour qu'ils combent l'espace entre le squelette et la peau. Le second défi concerne la capture réaliste et temps-réel des mouvements utilisateurs. Reproduire le comportement des structures anatomiques est une tâche complexe due aux informations *Kinect* souvent partielles et très bruitées. Nous proposons ici l'utilisation de règles anatomiques concernant les articulations du corps (axes de rotation et butées articulaires) pour contraindre les mouvements donnés par la *Kinect* et obtenir des mouvements réalistes. Pour obtenir des mouvements fluides, nous nous proposons d'utiliser des filtrages, notamment le filtre de Kalman. Le dernier défi concerne la dominante de retour visuel et d'interaction. Lors de ces travaux, nous nous sommes tout particulièrement intéressés à un rendu corps complet pour montrer le fonctionnement général du corps humain et de ces différentes articulations. Nous avons également choisi le membre inférieur comme structure anatomique d'intérêt avec pour but la mise en avant de phénomènes anatomiques spécifiques, comme l'activité musculaire.

Les différents éléments ont été intégrés dans un système opérationnel présenté en détails dans ce manuscrit de thèse. Grâce à des expérimentations - avec des étudiants et des professionnels de différents domaines - et la présentation de ces travaux sous forme de démonstrations lors de différents congrès, nous avons validé l'intérêt de cet outil et obtenu les premiers éléments de son évaluation.

Mots Clés : Miroir anatomique interactif, Réalité augmentée, Capture de mouvement, Recalage 3D, Temps-réel.

ABSTRACT

titre : User-specific real-time registration and tracking applied to anatomy learning.

To make the complex task of anatomy learning easier, there exist many ways to represent and structure anatomical knowledge (drawings, books, cadaver dissections, 3D models, *etc.*). However, it may be difficult from these static media to understand and analyze anatomy motion, which is essential for medicine students.

We introduce the "Living Book of Anatomy" (LBA), an original and innovative tool to learn anatomy. For a specific user, a 3D anatomical model (skin, skeleton, muscles and organs) is superimposed onto the user's color map and animated following the user's movements. We present a real-time mirror-like augmented reality (AR) system. A *Kinect* is used to capture body motions.

Three challenges have been tackled : The **user-based model deformation challenge** identifies the user's body measurements and use it to register our 3D anatomical model. We propose and evaluate two different registration methods.

The first one is real-time and use affine transformations attached to rigid frames positioned on each joint given by the *Kinect* body tracking skeleton. This allows to deform the 3D anatomical model using skinning to fit the user's measurements.

The second method needs a few minutes to register the anatomy and is divided in 3 parts : skin deformation (using *Kinect* body tracking skeleton and the *Kinect* partial point cloud); combination with strict anatomical rules we register the skeleton ; soft tissue deformation to fully fill the space inbetween the registered skeleton and skin.

Through the **real-time model animation challenge**, we want to capture realistically and in real-time the user's motion. Reproducing anatomical structure motion is a complex task due to the noisy and often partial *Kinect* data. We propose here the use of anatomical rules concerning body joints (angular limits and degrees of freedom) to constrain *Kinect* captured motion in order to obtain plausible motions. A Kalman filter is used to smooth the obtained motion capture.

The **Augmented Reality model visualisation challenge**, is about embedding visual style and interaction, using a full body reproduction to show general knowledge on human anatomy and its different joints. We also use a lower-limb as structure of interest to highlight specific anatomical phenomenon, as muscular activity.

All these approaches have been integrated in a working system detailed in this thesis. This has been validated through live demos during different conferences and through preliminary user studies.

Key Words : Anatomical augmented mirror, Augmented reality, Motion Capture, 3D Registration, Real-time.

REMERCIEMENTS

Dans un premier temps, je souhaite remercier Jocelyne Troccaz, François Faure, et Olivier Palombi pour m’avoir donné la chance et les moyens de réaliser ce doctorat et pour m’avoir fait confiance tout au long de ces trois années. Je les remercie pour leur patience, leur disponibilité, mais également pour tous les moyens qu’ils ont mis à ma disposition pour le bon déroulement de ces travaux.

Je remercie chaleureusement toutes les personnes qui m’ont aidé pendant l’élaboration de ma thèse, mes collaborateurs et co-auteurs, pour toutes leurs contributions dans ces travaux et sans qui mes travaux n’auraient pas aussi bien abouti. Je tiens tout particulièrement à remercier Laura Paiardini et Estelle Charleroy pour leur travail d’artiste qui nous offrent au quotidien la possibilité de nous focaliser sur nos travaux de recherche et ceci, dans la bonne humeur.

Je remercie également toutes les personnes qui m’ont aidé à monter et démonter le matériel de démonstration ; toutes les personnes qui ont participé à l’étude utilisateur ; toutes les personnes qui ont accepté de faire des captures *Kinect* pour mes travaux ; sans oublier toutes les personnes qui sont venues m’écouter et me soutenir lors de ma soutenance de thèse.

Je tiens enfin à remercier mes amis et ma famille pour leur soutien et leurs encouragements qui m’ont accompagné tout au long de ces années. Je leur suis redevable d’avoir toujours cru en moi et pour m’avoir aidé à finaliser mes études avec succès.

Ce travail n’aurait pu être mené à bien sans le support du **LabEx PERSYVAL-Lab** (ANR-11-LABX-0025-01), financé par le programme français « Investissement d’avenir ».

Table des matières

1	Introduction	15
1.1	Mise en contexte	16
1.1.1	Le projet <i>Living Book of Anatomy</i>	16
1.1.2	L'équipe action PERSYVAL-Lab	17
1.2	Objectifs et contributions	18
1.3	Plan du manuscrit	20
2	État de l'art	21
2.1	Introduction	22
2.1.1	Utilisation de connaissances anatomiques en dehors du domaine médical	22
2.2	Historique des supports de connaissances anatomiques	27
2.2.1	Visualisation	27
2.2.2	Le corps comme support	27
2.2.3	Représentations picturales ou iconographiques	29
2.2.4	Atlas anatomique	31
2.2.5	Représentations en volumes	33
2.2.6	Représentations numériques	34
2.2.7	Conclusion	37
2.3	Les nouvelles technologies au service du médical	37
2.3.1	De la réalité au virtuel	38
2.3.2	Réalité virtuelle	38
2.3.3	Réalité augmentée	40
2.3.4	Le miroir interactif	41
2.4	Maquettes de référence et personnalisation	45
2.4.1	Maquettes de référence	46
2.4.2	Personnalisation et réutilisabilité des données	49
2.5	Mouvements et déformations	51
2.5.1	Structures de contrôle et enrobage géométrique	51
2.5.2	Induire le mouvement	54
2.6	Conclusion et discussion	59
3	Anatomie : maquette 3D et connaissances anatomiques	61
3.1	L'anatomie humaine	62
3.1.1	Terminologie anatomique	62
3.1.2	Structures anatomiques	65
3.1.3	Terminologie du mouvement	67
3.2	Représentation anatomique	69
3.2.1	Types de données et niveau de détail	69

3.2.2	Notre maquette anatomique de référence	72
3.2.3	Structure et formalisation de nos connaissances anatomiques symboliques	73
3.2.4	Visualisation de l'activité musculaire	76
4	Personnalisation de notre maquette anatomique de référence	79
4.1	Introduction	80
4.1.1	Maquette de référence	80
4.1.2	Données morphologiques spécifiques	80
4.1.3	Méthodes de recalage	81
4.1.4	Plan du chapitre	82
4.2	Mesures morphologiques	82
4.2.1	Différents types de mesures	82
4.2.2	Nos mesures	83
4.3	Recalage par skinning	87
4.4	Recalage complexe	88
4.4.1	Recalage de peau	88
4.4.2	Recalage de l'anatomie interne	93
4.5	Comparaison des résultats	95
4.5.1	Comparaison des méthodes	95
4.5.2	Robustesse des résultats	98
4.6	Validation avec données IRM	99
4.7	Conclusion et discussion	102
5	Capture et restitution de mouvements	103
5.1	Introduction	104
5.1.1	Structure de contrôle et algorithme d'enrobage géométrique	104
5.1.2	Méthodes de capture de mouvements	104
5.1.3	Plan du chapitre	105
5.2	Capture de mouvements avec <i>Kinect</i>	105
5.2.1	<i>Kinect</i> et squelette d'animation	106
5.3	Structure de contrôle du mouvement	110
5.3.1	Système hiérarchique	111
5.3.2	Corrections des articulations	112
5.4	Skinning de la maquette et correctifs	113
5.4.1	Algorithme du Linear Blend Skinning	113
5.4.2	Correctifs de skinning : les Blend Shapes	114
5.5	Évaluation de la capture de mouvement	116
5.5.1	Déroulement de la démonstration	116
5.5.2	Groupe des utilisateurs	117
5.5.3	Résultats de l'étude	117
5.6	Conclusion et discussion	119
6	Intégration, visualisation et expérimentation	121
6.1	Introduction	122
6.1.1	Comparatif des miroirs anatomiques interactifs	122
6.1.2	Plan du chapitre	124
6.2	Expérimentation et Intégration	124
6.2.1	Temps-réel et cadence des images	125

6.2.2	Matériel, espace de travail et médium d'affichage	127
6.2.3	Fonctionnement de la démonstration	130
6.3	Visualisation et interface	130
6.3.1	Mise en contexte	130
6.3.2	Degré de réalisme	131
6.3.3	Interface et interaction	133
6.3.4	Cas particulier : visualisation de l'activité musculaire	135
6.4	Conclusion et discussion	136
7	Conclusion et perspectives	139
7.1	Rappel des contributions	140
7.1.1	Anatomie personnalisée	140
7.1.2	Capture et restitution de mouvements	141
7.1.3	Intégration, visualisation et expérimentation	141
7.2	Perspectives	142
7.3	Domaines d'application de ce travail	144
7.3.1	Domaine médical et para-médical	144
7.3.2	Ouverture aux autres domaines	145
A	Système de capture expérimentale de l'activité musculaire	147
A.1	Set-Up : système de capture	148
B	Utilisateurs recalés et comparaison des résultats	151
B.1	Comparaison des méthodes de recalage	152
B.1.1	Points spécifiques et distances d'intérêt	152
B.1.2	Tableau de distances d'intérêt	153
B.2	Résultats en fonction des morphotypes utilisateurs	155
C	Étude utilisateur	159
D	LBA : fonctionnement, démonstrations et interfaces	165
D.1	Déroulement du LBA	166
D.2	Démonstration : Emerging Technologies - Siggraph Asia 2015	167
D.3	Démonstration : Consumer Electronics Show 2016	167
D.4	Démonstration : congrès des morphologistes - 2016	168
D.5	Démonstration : showroom INRIA Rhône-Alpes	168
D.6	Prototypes d'interfaces complexes pour le LBA	169
E	Visuels du Living Book of Anatomy	171
E.1	Visualisation de l'activité musculaire	172
E.2	Visualisation de notre miroir interactif anatomique	173
	Bibliographie	175

Table des figures

1.2	Marguerite des disciplines nécessaires au LBA.	17
1.3	Pipeline général de notre travail	19
2.2	Présentation d'éléments anatomiques pour le grand public.	22
2.3	Application de l'anatomie dans le domaine artistique et de la mode	23
2.4	Utilisation de connaissances anatomiques pour le domaine du dessin	24
2.5	Utilisation de l'anatomie pour le cinéma et les effets spéciaux.	25
2.6	Domaine d'application de l'anatomie : la publicité et les spots engagés.	25
2.7	L'anatomie dans le domaine du jeu vidéo	26
2.8	Support d'apprentissage : la dissection	28
2.9	Conservation des corps après dissection	29
2.10	Support d'apprentissage : l'illustration	29
2.11	Support d'apprentissage : craie sur tableau noir	30
2.13	Atlas anatomiques interactifs	32
2.14	Support d'apprentissage : les cires anatomiques	33
2.15	L'impression 3D pour la création de supports d'apprentissage.	34
2.16	Différents types d'images médicales.	35
2.17	Outils pour la visualisation de structures anatomiques ou zones d'intérêt dans l'imagerie volumique.	36
2.18	Continuum : de la réalité au virtuel	38
2.19	Système de réalité virtuelle : le visiocasque.	39
2.20	Applications en réalité augmentée.	40
2.21	Visualisation anatomie augmentée	41
2.22	Miroir interactif : « Magic Mirror »	42
2.23	Miroir interactif : « Digital Mirror »	43
2.24	Miroir interactif : « Anatomie Spiegel »	43
2.25	Miroir interactif : « Musculoskeletal-see-through mirror »	44
2.26	Scanner un utilisateur : peau utilisateur-spécifique.	46
2.27	Maquettes de référence - enveloppe de peau.	47
2.28	Maquettes de référence - modélisation à la main.	49
2.29	Différentes structures de contrôle de mouvement	51
2.30	Présentation de deux méthodes d'enrobage géométrique	53
2.31	Capture de mouvements, systèmes lourds.	56
2.32	Jeux sportifs utilisant la <i>Kinect</i> pour le suivi de mouvement.	57
2.33	Fonctionnement interne de la <i>Kinect 2.0</i> Microsoft.	58
2.34	zone capture <i>Kinect</i>	58
2.35	Système de capture utilisateur par <i>Kinect</i>	59

3.2	Terminologie anatomique : posture anatomique de référence, plans et axes principaux du corps humain.	63
3.3	Terminologie anatomique : principales directions anatomiques.	64
3.4	Structures anatomiques qui composent l'appareil locomoteur.	66
3.5	Le système articulaire : les différents types d'articulation.	67
3.6	Terminologie du mouvement.	68
3.8	Système squelettique à travers différents critères d'abstraction.	71
3.9	Système musculaire à travers différents critères d'abstraction.	71
3.10	Notre maquette de référence par couches anatomiques.	72
3.11	My Corporis Fabrica : résultat d'une requête SPARQL	74
3.12	Interface de l'outil MyCFweb	75
3.13	Instanciation d'une sélection dans MyCFweb	75
3.14	Schémas de deux mouvements de flexion/extension du genou.	77
3.15	Muscles étudiés pendant la flexion/extension du genou.	77
3.16	Fluctuation de l'activité musculaire pendant un cycle moyen de flexion/extension. 78	
4.2	Différents types de mesures morphologiques	83
4.4	Positionnement des points particuliers utilisés pour le recalage (en 2D et 3D)	85
4.5	Pipeline de la méthode de recalage par skinning.	87
4.6	Pipeline de notre méthode de recalage complexe.	89
4.8	Résultat du recalage de peau à chaque étape.	91
4.9	Résultat de deux recalages de peau et nuages de points <i>Kinect</i>	92
4.10	Présentation de la cage de déformation.	92
4.11	Squelette de déformation utilisé pour le recalage de l'anatomie interne.	93
4.12	Comparaison des différentes versions du recalage complexe pour l'anatomie interne.	94
4.13	Visualisation des trois techniques de recalage.	96
4.14	Points et distances pour comparer nos différentes techniques de recalage.	97
4.15	Comparaison de deux recalages du même utilisateur avec des tenues et coiffures différentes.	98
4.16	Comparaison entre données IRM et résultats de recalage	101
5.2	Schéma de deux séquences <i>Kinect</i> pour définir les limites critiques en terme d'orientation du corps par rapport au point de vue <i>Kinect</i>	107
5.5	Visualisation du squelette d'animation <i>Kinect</i>	109
5.6	Pipeline de repositionnement de notre squelette hiérarchique d'animation.	110
5.7	Exemple de positionnement et orientation d'une articulation composant le squelette d'animation.	111
5.8	Exemple de deux articulations avant et après correction du type et des limites articulaires.	113
5.9	Système articulaire et influences du skinning sur les maillages.	114
5.10	Blend Shapes - torse, articulations de la colonne.	115
5.11	Blend Shape - articulation du genou.	116
6.2	Tableau comparatif de différents miroirs interactifs.	123
6.3	Pipeline présentant le fonctionnement interne du LBA.	124
6.4	Fusion des entités anatomiques par segments pour gagner en performances.	126
6.5	Utilisation de l'espace	128
6.6	Médium de visualisation : écran plein pieds.	129

6.7	Médium de visualisation : « tablette à rayon-X ».	129
6.8	Interface du LBA dans le cadre de l'étude utilisateur.	134
6.9	Prototypage d'une interaction avec pointage pour le LBA.	134
6.10	Visualisation de l'activité musculaire pendant un mouvement de flexion/extension libre. Visualisation avec des muscles 1D et des muscles 3D.	135

CHAPITRE

1

INTRODUCTION

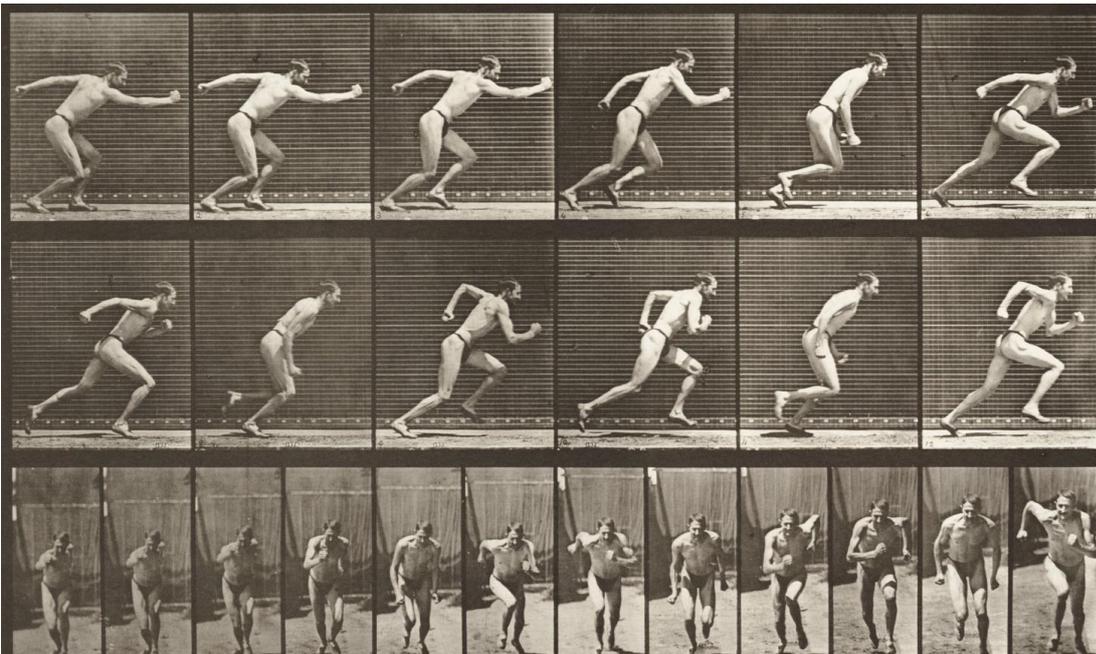


FIGURE 1.1 – *Le mouvement, par Eadweard Muybridge (1830-1904).*

1.1 MISE EN CONTEXTE

L'anatomie est composée de connaissances complexes, nombreuses, structurées, statiques et dynamiques. Apprendre comment l'anatomie fonctionne et comprendre sa cinématique est important pour les études médicales, sportives ainsi que pour l'éducation de façon générale.

Au fil des années, différents supports de connaissances ont vu le jour dans le but de représenter et de structurer les connaissances de l'anatomie : des dessins au tableau aux livres d'anatomie, en passant par l'étape incontournable de la dissection, et des travaux pratiques sur maquettes 3D. Il est néanmoins difficile d'appréhender la dimension dynamique de l'anatomie avec les outils d'apprentissage conventionnels ; cette connaissance est pourtant essentielle.

Pour palier à ce manque, nous nous proposons de développer le « Living Book of Anatomy » (ou LBA [36]), un système temps-réel en réalité augmentée (RA) permettant de visualiser le corps en action.

1.1.1 Le projet *Living Book of Anatomy*

Avec le LBA [36], l'étudiant pourra mobiliser son propre corps et observer via un rendu et des techniques d'interaction adéquates le fonctionnement des différents éléments anatomiques mis en jeu au cours d'une action de mouvement.

L'idée étant, pour un utilisateur donné, de superposer à sa propre image une maquette anatomique 3D (peau, squelette, muscles et organes) et de l'animer en mimant les mouvements de celui-ci.
Nous parlons ici d'une application temps-réel de type « miroir augmenté ».

En supposant que l'expérience corporelle (utilisation de son propre corps) pourrait aider efficacement un apprenant - notamment un étudiant en médecine - dans le processus d'apprentissage de compréhension et de mémorisation [141], le projet LBA se propose d'innover dans le domaine des méthodes d'apprentissage de l'anatomie. Notre travail est basé sur deux hypothèses :

- La visualisation spatiale est fondamentale pour la compréhension et l'apprentissage de formes 3D articulées complexes [105, 178]. Les techniques interactives et immersives de réalité augmentée, basées sur la visualisation spatiale, peuvent grandement faciliter la compréhension, la mémorisation et l'apprentissage de contenu dynamique complexe [182, 123].
- Le « Somatic Learning » fait référence à l'idée d'apprendre au travers d'exercices corporels spécifiquement élaborés pour mettre en lien une conscience et une sensation des mouvements : notre système moteur influe notre cognition [95, 2]. Nous parlons ici de la notion d'incarnation ou « embodiment ».

À travers ces travaux de thèse, nous proposons donc un système original et innovant pour l'apprentissage de l'anatomie basé sur l'hypothèse que la réalité augmentée offre une meilleure connexion entre le corps de l'utilisateur et les connaissances anatomiques pertinentes. Dans ce contexte, mon travail de thèse vise la conception, le développement et l'expérimentation d'un prototype permettant à un utilisateur de faire l'expérience de visualisation des éléments anatomiques de son corps en mouvement en réalité augmentée. La question de l'embodiment n'est pas dans le périmètre de mon travail de thèse.

1.1.2 L'équipe action PERSYVAL-Lab

Le projet « Living Book of Anatomy » s'inscrit dans le cadre de l'équipe action du même nom au sein du labex PERSYVAL-Lab [31]. Son développement est fortement pluridisciplinaire et requiert la résolution de plusieurs défis techniques et scientifiques : modélisation et structuration anatomique et biomécanique, recalage et déformation de modèles, capture de mouvements, techniques d'interaction, *etc.* Il repose sur les compétences de quatre laboratoires : TIMC-IMAG¹, LJK², GIPSA-lab³ et LIG⁴ en collaboration avec le LADAF⁵ [6] de la Faculté de Médecine de Grenoble.

Le laboratoire TIMC-IMAG apporte une expertise dans la fusion de données d'imagerie médicale et le guidage de gestes, la planification biomécanique et la simulation ainsi que la localisation en GMCAO⁶. Le laboratoire LJK apporte un système de structuration de la connaissance anatomique, une expertise en animation et simulation ainsi qu'en informatique graphique. Le GIPSA-lab, expert d'une part en construction de modèles biomécaniques va aider à la prédiction de coordinations motrices du membre inférieur. D'autre part, son expertise en sciences cognitives et particulièrement sur l'embodiment sera déterminant pour l'évaluation de l'apprentissage. Le LIG apporte son expertise dans la conception de techniques d'interaction sur supports mobiles et l'utilisation de la réalité augmentée et pour des interfaces tangibles. Il apporte également son expertise sur les ontologies (structuration des connaissances anatomiques symboliques). Le travail réalisé dans le cadre de ce projet collaboratif s'articulera avec les efforts locaux en matière de modernisation des enseignements de médecine entrepris à Grenoble à travers le Campus Numérique d'Anatomie [38] ainsi qu'avec le labex CAMI⁷. La figure 1.2 résume les différentes disciplines nécessaires pour mener à bien le projet LBA.

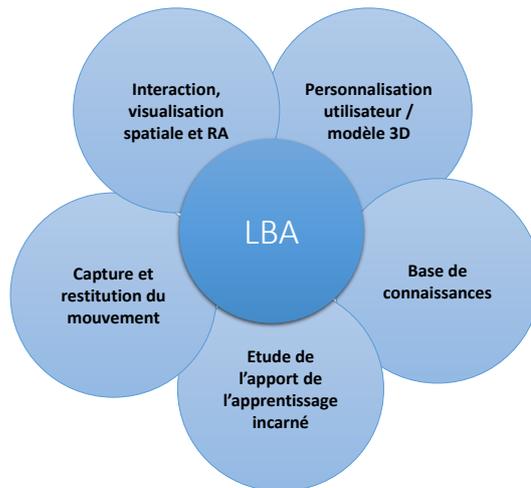


FIGURE 1.2 – Marguerite des disciplines nécessaires au LBA.

1. TIMC-IMAG : Techniques de l'Imagerie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications, Grenoble

2. LJK : Laboratoire Jean Kuntzmann

3. GIPSA-lab : Laboratoire de recherche de Grenoble, Images, Parole, Signal Automatique.

4. LIG : Laboratoire d'Informatique de Grenoble.

5. LADAF : Laboratoire d'Anatomie Des Alpes Françaises.

6. GMCAO : Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur.

7. CAMI : Computed Assisted Medical Interventions

1.2 OBJECTIFS ET CONTRIBUTIONS

Comme nous l'avons évoqué, la mise en œuvre d'une telle approche passe par la résolution d'un certain nombre de problèmes à la fois techniques et scientifiques plus ou moins maîtrisés dans l'état de l'art. Les contraintes que nous nous imposons sont les suivantes : tout ceci doit se faire en temps-réel ou interactif (synchronisé à l'action ou immédiatement après la fin de l'action) ; les capteurs permettant la capture de l'action doivent pouvoir être suffisamment simples (*ex. : Kinect, tablette, etc.*) pour une utilisation de type « grand public » ; le rendu se fera en réalité augmentée.

La question de la mise en correspondance entre l'utilisateur et le modèle se pose dans les deux phases d'interaction en entrée et en sortie du LBA. On veut en effet que l'anatomie interne inférée par le système se superpose à l'image de l'utilisateur sur l'affichage en réalité augmentée. De par la problématique du temps-réel, ce que nous proposons ici relève plus de l'animation graphique par déformation du modèle que de la biomécanique par simulation complète des mouvements.

Connaissances et organisation

L'anatomie constitue une source de connaissances complexe et étendue où une multitude de données cohabitent. L'organisation et la structuration de telles connaissances ainsi que leur utilisation interactive temps-réel constitue un défi scientifique.

Nous présentons dans ce manuscrit une approche innovante associant, une base de connaissances symbolique à une représentation géométrique de l'anatomie, permettant de rechercher des informations complexes de façon intuitive.

Dans la suite de ce manuscrit, nous appellerons « modèle porteur des connaissances anatomiques », ou « maquette (anatomique) de référence », un ensemble de données 3D, souvent structurées selon un lexique anatomique spécifique. Dans notre cas, il est constitué d'un maillage de peau surfacique ainsi que de maillages représentant les structures d'anatomie interne (squelette, muscles, organes, *etc.*).

Recalage entre la maquette de référence et le corps de l'utilisateur

Résoudre le problème de recalage entre le corps de l'utilisateur du LBA et la maquette anatomique de référence, pour avoir une meilleure expérimentation de la technologie de réalité augmentée, fait partie des défis abordés dans ce manuscrit.

La question de recalage est un problème étudié depuis de nombreuses années en vision par ordinateur et en imagerie médicale, et plus récemment en informatique graphique avec les systèmes de capture utilisés pour l'animation. Le focus est mis ici sur la mise en correspondance de données morphologiques et fonctionnelles connues avec l'anatomie de l'utilisateur en temps-réel ou interactif. Dans le cas qui nous occupe, il s'agira d'être capable de réaliser, grâce à l'identification de caractéristiques morphologiques de surface (*ex. : mensurations de l'utilisateur*), cette mise en correspondance.

Dans la suite de ce manuscrit, nous appellerons « maquette utilisateur-spécifique » ou « avatar 3D » la maquette de référence recalée aux données utilisateur.

Capture temps-réel des mouvements de l'utilisateur

Dans le cadre qui est celui du LBA, la simplicité de la perception a potentiellement un fort impact dans l'utilisabilité globale du LBA dans le contexte de l'apprentissage. Il s'agit de permettre la diffusion d'un tel outil en dehors d'une salle spécialisée dotée d'équipements de capture coûteux. Les capteurs simples sont donc à privilégier : caméra d'une tablette ou d'un smart phone, accéléromètres, *Kinect*, etc.

L'idée de ce travail est de pouvoir visualiser des phénomènes anatomiques spécifiques pendant le mouvement et en temps-réel. La nature des informations en entrée du système, potentiellement assez pauvres, et la contrainte de temps-réel ou au moins de temps interactif posent de réels défis scientifiques et techniques.

Reproduire le comportement des structures anatomiques est une tâche complexe mais incontournable dans notre système. Des connaissances permettant de reconnaître, interpréter et utiliser les mouvements capturés sont utilisées afin de définir des règles anatomiques concernant les articulations du corps (axes de rotation et butées articulaires) afin d'obtenir des mouvements fluides et anatomiquement corrects.

Intégration et interactions

Les dominantes de retour visuel et d'interaction, où le corps de l'utilisateur sert à la capture de l'action, sont très importantes dans ce projet.

Nous introduisons une approche innovante utilisant de la capture temps-réel de mouvements ainsi qu'une maquette anatomique de référence organisée, pour la réalisation d'un noyau opérationnel du LBA.

L'utilisation de la réalité augmentée doit assurer le lien entre le monde réel et les objets virtuels. Comme pour le recalage et la capture de mouvements, nous devons respecter la contrainte du calcul temps-réel. Notre but est de concevoir des techniques interactives dans le contexte de l'auto-apprentissage de connaissances anatomiques complexes et dynamiques.

Le LBA est basé sur un certain nombre de composants fonctionnels qui s'articulent les uns par rapport aux autres selon la figure 1.3.

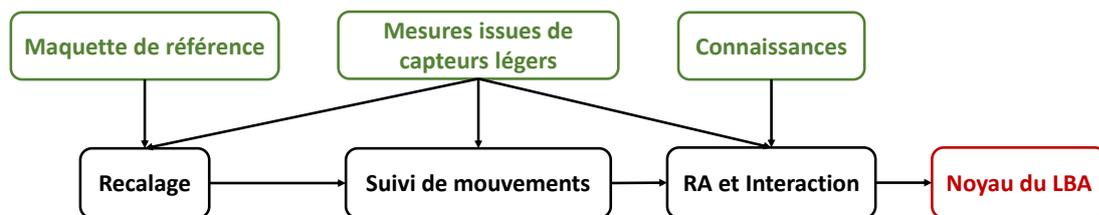


FIGURE 1.3 – Pipeline général simplifié de notre travail. En vert les entrées, en rouge la sortie.

Les différents éléments ont été intégrés dans un système opérationnel présenté en détails dans ce manuscrit de thèse. Même si les méthodes de capture, de recalage, de suivi, de simulation, de retour visuel et d'interaction sont des techniques déjà étudiées, leur utilisation avec les contraintes que nous avons mentionnées précédemment révèlent de nouveaux travaux qui constituent un véritable défi scientifique.

La pertinence de l'outil proposé va nécessiter une validation. Grâce à des expérimentations - avec des étudiants et des professionnels de différents domaines - et la présentation de ces travaux sous forme de démonstrations lors de différents congrès, nous proposons une première

évaluation de cet outil. L'évaluation de sa pertinence en matière d'apprentissage en conditions réelles de cursus de formation n'est pas dans le périmètre de ma thèse.

1.3 PLAN DU MANUSCRIT

La suite de ce manuscrit est organisée comme suit :

- Le chapitre 2 propose un aperçu des principaux domaines utilisant l'anatomie, suivi d'un historique des supports d'apprentissage de l'anatomie, domaine qui nous intéresse tout particulièrement. Par la suite, nous discuterons de l'apport des nouvelles technologies pour l'apprentissage et nous ferons un tour d'horizon des maquettes anatomiques de référence existantes et des différentes façons de déformer et d'induire le mouvement de celles-ci.
- Le chapitre 3 explique la façon la plus adaptée de décrire l'anatomie et son mouvement. Nous présentons également notre maquette anatomique de référence à travers les multiples choix, fonctions du contexte de travail, que nous avons faits. Nous y présentons également les connaissances d'intérêt utilisées dans le projet LBA.
- Le chapitre 4 présente en détail notre méthode de personnalisation anatomique en la situant dans le contexte de travail. Nous présentons également une validation de nos résultats à l'aide d'une vérité terrain : images médicales corps complet de deux utilisateurs de notre système.
- Le chapitre 5 présente, à travers différentes technologies plus ou moins lourdes, des méthodes de capture de mouvements. Nous présentons la technologie utilisée (ici, *Kinect Windows V2.0*) et les principales technologies concurrentes, fonction du contexte de travail. Nous présentons également, et de façon détaillée, notre méthode de capture de mouvement permettant l'obtention de mouvements anatomiquement corrects et validons notre approche à l'aide d'une étude utilisateur effectuée dans le cadre des travaux de thèse.
- Le chapitre 6 explique notre procédure d'intégration des différentes contributions dans un noyau fonctionnel du *Living Book of Anatomy*. Nous y présentons également nos choix en termes d'interaction et de visualisation du contenu anatomique.
- Enfin, le chapitre 7 conclut ce manuscrit en prenant un peu de recul sur nos travaux, tout en discutant de plusieurs pistes et perspectives futures.

CHAPITRE

2

ÉTAT DE L'ART



FIGURE 2.1 – *Vénus anatomique, céroplastie par Clemente Susini (1754-1814).*

2.1 INTRODUCTION

L'anatomie est composée de connaissances sur la statique comme sur la dynamique du corps utiles à différents domaines : les domaines pédagogiques (*ex.* : musées, expositions), le domaine artistique et de la mode, le domaine de l'animation et des effets spéciaux, et bien d'autres. Bien évidemment, les connaissances anatomiques sont essentielles au corps médical et para-médical, ainsi que pour la simulation médicale.

La visualisation anatomique a pendant longtemps été réservée à la génération d'un modèle mental du corps humain dans l'idée d'améliorer les soins médicaux. Les cliniciens ont besoin de cette représentation pour la transférer sur leur patient et ainsi appliquer les connaissances de leur spécialité au cas par cas : en fonction du patient, de l'opération à effectuer, *etc.* Nous avons choisi de présenter ici un tour d'horizon de différents domaines puisant dans les connaissances anatomiques et n'étant pas liés directement au corps médical et para-médical.

2.1.1 Utilisation de connaissances anatomiques en dehors du domaine médical

Domaine grand public : musées et expositions

Dans le but de communiquer et d'instruire le grand public, bon nombre de musées présentent des pièces anatomiques sous différentes formes. En voici quelques exemples représentatifs.

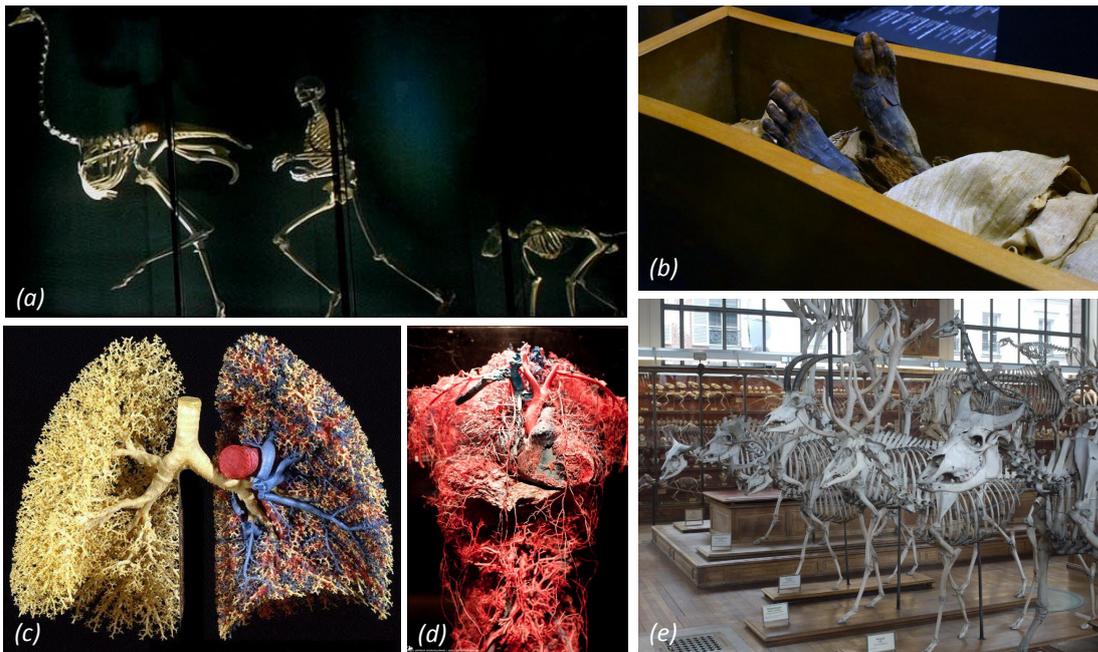


FIGURE 2.2 – *Présentation d'éléments anatomiques par les musées, pour le grand public. (a) Mur des 75 squelettes du muséum de Toulouse. (b) Momie égyptienne - galeries du Vatican. (c) Institut d'anatomie - Université de Berne. (d) Exposition - Musée d'anatomie de Bâle. (e) Galerie d'anatomie comparée de Paris.*

La galerie d'anatomie comparée de Paris (voir figure 2.2.e) présente, côte à côte, un ensemble de squelettes de vertébrés de différentes espèces. Elle donne une idée générale de la

taille et de la forme des différents animaux, et permet leur comparaison tant dans la structure générale du squelette que dans la forme des os de façon individuelle.

Après 4 ans de travail intensif, le muséum de Toulouse expose, dans une posture dynamique, 75 squelettes mettant en scène différentes espèces (voir figure 2.2.a), comme nous pourrions les découvrir dans leur milieu naturel. Les objectifs de ce mur sont de présenter les diversités morphologiques et comportementales des animaux.

Parmi les galeries du Vatican, la salle dédiée à l'histoire de l'Égypte présente une momie dont on peut voir les pieds, les mains et la tête en très bon état (voir figure 2.2.b). Cette pièce anatomique renseigne sur les rites culturels et religieux liés à l'après-vie au temps des pharaons.

Les pièces anatomiques présentées en figure 2.2.c et figure 2.2.d permettent la visualisation détaillée et l'étude du système respiratoire et du système cardiovasculaire.

Domaine artistique et de la mode

Certains domaines, comme l'art et la mode, s'inspirent depuis longtemps de l'anatomie. Nous présentons ces démarches suivant quelques exemples illustratifs.



FIGURE 2.3 – Utilisation de l'anatomie dans le domaine artistique et de la mode. (a) Art de rue, par Nychos. (b) Honey Heart, par Antoni Tudisco. (c) Can-Opic Viscera Soda, par Lucy Foakes. (d) Illustration du cœur, par Olivia Sementsova. (e) Gutsy Porcelain, par Jessica Harrison. (f) Ensemble haute couture, par Gaultier.

Prenons l'exemple de Nychos, artiste de rue surnommé « street artist anatomist » pour ces fresques présentant des personnages et animaux découpés et disséqués (voir figure 2.3.a).

L'artiste Lucy Foakes, inspirée par les vases canopes dans lesquels les Égyptiens rangeaient les viscères embaumés des défunts, présente l'œuvre d'art « Can-Opic Viscera Soda », sa vision de ces vases à l'ère actuelle (voir figure 2.3.c).

Jean-Paul Gaultier, se basant sur le système musculaire, présente pendant une exposition à Montréal un ensemble haute couture (voir figure 2.3.f). Il utilise par exemple les muscles de la ceinture abdominale pour faire un corset, ou encore les muscles du mollet (gastrocnemius) comme design pour les bottes.

L'artiste Jessica Harrison explore le corps humain à travers ces céramiques morbides (voir figure 2.3.e).

En figure 2.3.b et figure 2.3.d nous présentons deux illustrations basées sur la forme particulière du cœur humain.

Domaine de l'illustration (postures dynamiques)

Beaucoup d'illustrations présentent le corps (humain ou animal) dans des postures spécifiques. Souhaitant réaliser des illustrations anatomiquement correctes, beaucoup d'artistes se sont penchés sur l'étude du corps grâce au dessin d'observation.



FIGURE 2.4 – Utilisation de l'anatomie pour l'exactitude du dessin. Gauche : Tarzan Disney 1999. Droite : Zootopie Disney 2016.

Des connaissances anatomiques ajoutées aux dessins préparatoires, sont souvent utilisées pour visualiser les volumes et les articulations du corps. C'est ce que font les dessinateurs de Disney. Pour le film d'animation 2D Tarzan (voir partie gauche de la figure 2.4) le système musculaire a été représenté sur les dessins préparatoires pour visualiser les volumes : les artistes souhaitaient représenter le personnage de façon très réaliste. Pour le film Zootopie mettant en scène des personnages anthropomorphes (voir partie droite de la figure 2.4), le système squelettique a aidé au placement des articulations pour aider tant dans le design des personnages que dans leur mise en posture.

Domaine du cinéma et des effets spéciaux

Dans le domaine du cinéma et des effets spéciaux, les connaissances anatomiques sont essentiellement intégrées dans le processus de création d'effets de démembrement ou encore pour ajouter du réalisme dans les déformations de l'enveloppe de peau pour des personnages virtuels.

Beaucoup de films d'animation des studios DreamWorks utilisent une anatomie interne simplifiée pour obtenir des déformations de peau et des déformations faciales réalistes. Pour le modèle de Fiona présenté en figure 2.5.a, un système composé de 90 muscles et d'un squelette simplifié est utilisé. Sont essentiellement représentés le comportement des muscles et des zones adipeuses grâce à l'utilisation de simulation physique basique.

À un niveau plus réaliste, nous pouvons présenter le système de simulation de tissus mous développé chez Weta Digital et utilisé pour des films comme « Avatar » (voir figure 2.5.b) ou encore « le seigneur des anneaux ». Basés sur des données IRM de vraies personnes, le système permet la visualisation de déformations dues aux os (*ex.* : visualisation des clavicules), aux muscles (*ex.* : muscles du cou), aux dépôts graisseux (*ex.* : ventre), ou encore aux tendons (*ex.* : tendon d'Achille).



FIGURE 2.5 – Utilisation de l'anatomie pour le cinéma et les effets spéciaux. (a) *Shrek* - DreamWorks 2001. (b) *Avatar* - Weta Digital 2009. (c) *Immortals* - 2011. (d) *L'Odysée de PI* - 2012.

La figure 2.5.c présente une image extraite du film *Immortals*. Cette image montre des personnages virtuels créés dans le but d'ajouter du réalisme à une scène de combat en présentant des fractures osseuses et des démembrements.

Certains films utilisent ce genre de systèmes pour animer des animaux. Sur la figure 2.5.d nous pouvons voir le modèle utilisé pour représenter le tigre dans « *L'Odysée de PI* », il est constitué d'une enveloppe de peau, d'un squelette minimaliste et de zones simulées (en vert) représentant les tissus mous (muscles, organes, etc.).

Domaine publicitaire et des spots engagés



FIGURE 2.6 – Utilisation de l'anatomie pour la publicité et les spots engagés. (a) Campagne antiracisme, par David Vargas 2013. (b) Publicité pour Special Olympics, par UFO 2007. (c) Chaussures-muscles, pour Mizuno Pro Runner 2012. (d) Publicité pour la télévision, pour *Plane Stupid* - MPC 2008.

Comme pour le domaine du cinéma et des effets spéciaux, certaines publicités utilisent l'anatomie comme un moyen d'obtenir des déformations réalistes. C'est par exemple le cas de la publicité engagée commandée à MPC par la société Plane Stupid (voir figure 2.6.d) mettant en scène des ours polaires tombant du ciel pour dénoncer la pollution engendrée par les avions de tourisme.

D'autres présentent l'anatomie pour véhiculer un message. C'est le cas de la campagne anti-racisme menée en équateur par l'artiste David Vargas (voir figure 2.6.a) qui présente deux mains enlacées dont la peau a été enlevée montrant l'anatomie interne, le message étant que nous sommes tous faits pareil. C'est également le cas de l'affiche publicitaire pour Mizuno Pro Runner (voir figure 2.6.c), présentant leur paire de chaussures comme une extension des muscles des jambes.

La publicité pour Special Olympics en figure 2.6.b, présente l'anatomie pour son côté esthétique et pour véhiculer une impression de proximité entre le public et les athlètes.

Domaine du jeu vidéo

Dans le domaine du jeu vidéo, nous présentons deux types de jeux bien distincts : les jeux de type ludique et les jeux dits sérieux, communément appelés « serious games ».

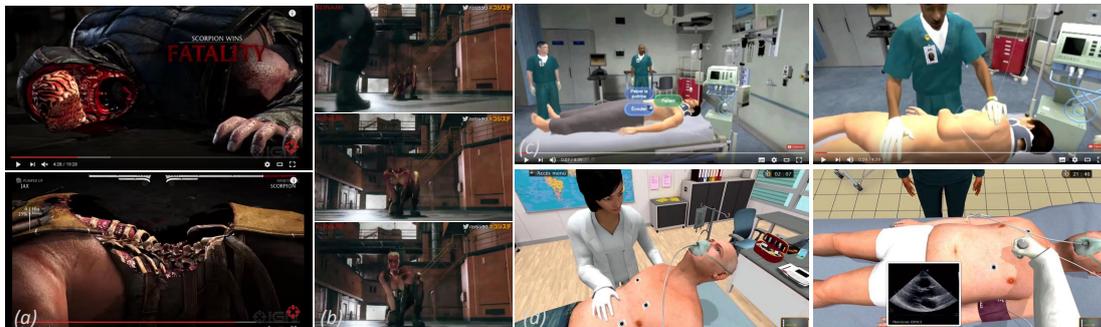


FIGURE 2.7 – Utilisation de l'anatomie dans le jeu vidéo. (a) *Mortal Kombat X* - 2015. (b) *Metal Gear Solid 5* - 2015. (c) *serious game FLORENCE* - 1999. (d) *Serious game SCA Life* - 2013.

Mortal Kombat X (voir figure 2.7.a), est un jeu vidéo de combat « un contre un » proposant des cinématiques de transition mettant en scène de l'anatomie. Celle-ci est purement visuelle : les effets de démembrement ne sont pas anatomiquement corrects.

Le jeu *Metal Gear Solid 5* : « *The Phantom Pain* » (voir figure 2.7.b), présente le personnage Quiet dans les chapitres 1 et 2. Ce personnage apparaît et disparaît, dans les cinématiques comme dans le jeu, par couches anatomiques successives (squelette, muscles et peau).

Les serious games sont de plus en plus utilisés dans le domaine de la santé [187]. On peut citer par exemple le jeu *FLORENCE* (voir figure 2.7.c), développé en 1999 par la société AUDACE, à la demande d'établissements de santé. Le but de ce jeu est de mettre à disposition un dispositif de formation permanente pour le protocole infirmier/infirmière.

Nous pouvons également citer le serious game *SCA Life* (voir figure 2.7.d) édité par MEDUSIMS, en collaboration avec AstraZeneca. Ce jeu simule la prise en charge du syndrome coronarien aigu (SCA).

2.2 HISTORIQUE DES SUPPORTS DE CONNAISSANCES ANATOMIQUES

Après avoir rapidement fait le tour des domaines non liés directement aux corps médical et para-médical, se basant sur des connaissances anatomiques (voir *section 2.1.1*), nous souhaitons maintenant faire état des supports de connaissances anatomiques existant, expliquer leur contexte d'utilisation, ainsi que leur évolution vers les outils utilisés de nos jours.

Dans la suite de cette section, nous rappellerons brièvement les notions référées par le terme « visualisation » en *section 2.2.1*. Nous verrons alors différents types de supports de connaissances : en passant par l'utilisation du corps (voir *section 2.2.2*), les représentations picturales ou iconographiques (voir *section 2.2.3*), les atlas anatomiques (voir *section 2.2.4*), les représentations en volumes (voir *section 2.2.5*) et les représentations virtuelles (voir *section 2.2.6*). Nous finirons sur une conclusion rapide (voir *section 2.2.7*) introduisant le chapitre suivant.

2.2.1 Visualisation

Le terme « visualisation scientifique » ou simplement « visualisation » se réfère à l'idée d'une représentation graphique organisée permettant d'expliquer graphiquement un concept ou des données expérimentales de façon simple et intuitive à un large public. On prendra comme exemple l'utilisation de graphiques - basés entre autres sur des données statistiques - pour connaître les tendances boursières, ou encore l'utilisation de cartes heuristiques [82] pour aider à l'apprentissage de notions.

Le but initial de la création de différents médias de visualisation pour le corps humain est de documenter les découvertes scientifiques pour pouvoir les transmettre et les conserver. Différents médias sont utilisés pour visualiser l'anatomie, chacun d'eux permettant de véhiculer des connaissances et approches différentes, nous allons les présenter dans la suite de cette section.

2.2.2 Le corps comme support

Dissection

On appelle dissection l'action d'analyser un corps en séparant minutieusement les structures qui le composent, qu'il s'agisse d'un corps humain ou animal. Le terme dissection désigne différentes procédures fonction de l'objectif recherché : la dissection pédagogique¹, la vivisection² ou encore l'autopsie³. Les premières dissections faites étaient des vivisections effectuées par des médecins grecs pendant la dynastie Ptolémée (ou dynastie des Lagides) sur des condamnés à mort.

Depuis sa démocratisation au *XIII^e* siècle grâce à la médecine légale, les pratiques de dissection ont évolué jusqu'à nos jours grâce à des avancées technologiques, mais également pour des raisons d'éthique. Il serait, par exemple, inconcevable de faire des vivisections humaines

1. Dissection pédagogique : aussi bien pour apprendre et observer les structures anatomiques que pour former aux procédures médicales.

2. Vivisection : dissection effectuée sur un corps encore vivant, souvent dans le but de démontrer des faits physiologiques ou pathologiques.

3. Autopsie : ou examen « post-mortem », est l'examen médical des cadavres, souvent rattaché à la médecine légale.

de nos jours. Ce qui nous intéresse ici est la dissection pédagogique.

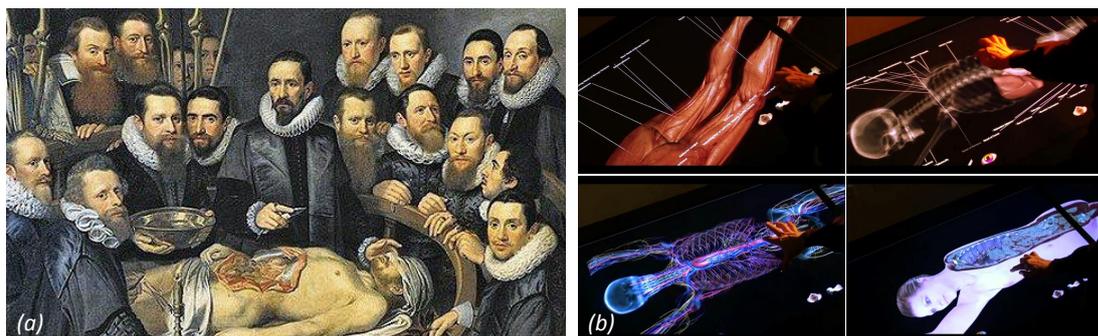


FIGURE 2.8 – *La dissection comme support d'apprentissage. (a) Huile sur toile Rembrandt - 1632. (b) Table de dissection virtuelle Anatomage - 2012.*

La figure 2.8.a présente une peinture à l'huile de Rembrandt réalisée en 1632 et intitulée *la leçon d'anatomie du docteur Tulp*. Ce tableau est une commande faite par la guilde des chirurgiens et représente une leçon anatomique se concentrant sur le mouvement des doigts et l'anatomie de la main.

La dissection pédagogique est effectuée dans deux buts : étudier en détail l'anatomie et apprendre des actes chirurgicaux. Pour des raisons diverses (*ex.* : sociales, éthiques, religieuses, *etc.*), la science est en pénurie constante de corps : de nos jours, les corps utilisés sont des dons faits à la science, une décision difficile à prendre et que peu de personnes choisissent. De plus, ces corps ne peuvent être explorés qu'une seule fois, et ne représentent pas toujours des cas variés (il s'agit souvent de corps de personnes âgées).

Ces facteurs laissent la pratique accessible uniquement à un petit nombre d'individus ; c'est pour cela que de nouveaux outils, comme la dissection virtuelle, risquent d'occuper une place de plus en plus importante pour l'apprentissage de l'anatomie par les étudiants.

On peut par exemple citer la table de dissection virtuelle Anatomage [28] (voir figure 2.8.b) : table à échelle humaine permettant d'interagir avec une maquette anatomique 3D annotée. En utilisant un scalpel virtuel et des plans de coupe, cette table permet d'isoler des structures anatomiques et de naviguer entre les couches anatomiques plus ou moins profondes. Le modèle utilisé peut être changé en fonction des besoins pédagogiques (*ex.* : modèle féminin, modèle masculin, modèle présentant des conditions de santé spécifiques, *etc.*). Le virtuel permet l'utilisation d'un modèle à l'infini et permet de pouvoir être confronté à des cas variés voire très rares.

Conservation des corps

Dans un but de fixation et conservation du corps pour les préserver pour les générations futures, des techniques comme la fixation au formol ou encore la plastination ont vu le jour.

On trouve encore dans certaines galeries d'anatomie des corps ou parties de corps humains (comme les organes) conservés dans le formol, ou encore des animaux (voir figure 2.9.a). Cette technique consiste à immerger le matériel anatomique dans un grand volume de liquide fixateur. La durée de la fixation varie en fonction de la taille du prélèvement, malheureusement les



FIGURE 2.9 – La conservation des corps. (a) Cabinet de curiosité. (b) Exposition Body Worlds.

couleurs du matériel anatomique s'estompent au fur et à mesure que le temps passe.

La technique de plastination ou imprégnation polymérique, a été introduite par Gunther von Hagens en 1977 : anatomiste allemand à l'origine de l'exposition Body Worlds très controversée (voir figure 2.9.b). Elle vise à conserver les tissus biologiques en remplaçant les différents liquides organiques par du silicone, l'idée est d'imprégner les tissus de l'intérieur ce qui permet l'accès direct aux structures anatomiques. Le silicone imprégné peut être préalablement coloré pour mettre en évidence différents éléments d'intérêt. À l'inverse de la conservation dans le formol, la plastination fixe de façon solide les structures anatomiques de sorte qu'il ne soit plus possible d'y faire une dissection, manipulation indispensable à l'apprentissage des gestes chirurgicaux.

2.2.3 Représentations picturales ou iconographiques

L'illustration : entre art et science

Dans l'optique de préserver les connaissances acquises pendant les dissections et pouvoir les transmettre aux générations futures, des représentations 2D ont commencé à voir le jour dès 1492 grâce aux gravures sur bois du traité médical médiéval intitulé *Fasciculus medicinae*.

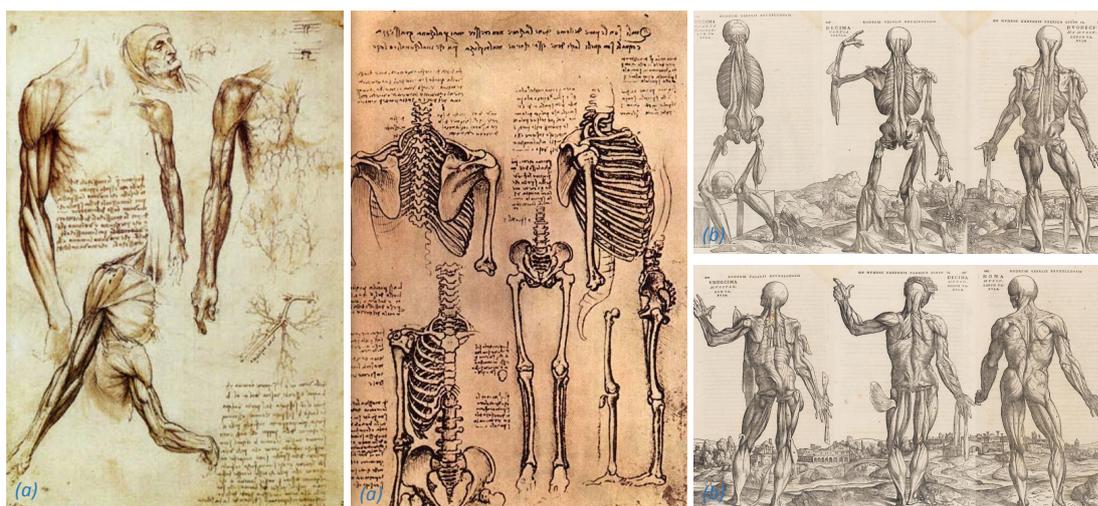


FIGURE 2.10 – L'illustration comme support d'apprentissage. (a) Illustrations par Léonard de Vinci. (b) Illustrations par André Vésale.

Grâce à ces illustrations très détaillées et annotées, Léonard de Vinci (1452- 1519) a beaucoup fait progresser la connaissance dans le domaine de l'anatomie en apportant sa vision réaliste et précise. Ces illustrations anatomiques montrent de façon objective le fonctionnement mécanique et la topologie de l'anatomie. La figure 2.10.a présente deux dessins au crayon et à l'encre réalisés par Léonard de Vinci. Il a également représenté le cœur et système vasculaire, des organes internes et leur fonctionnement ou encore l'action de l'œil.

Les illustrations anatomiques d'André Vésale (1514 - 1564), sont devenues des références pour plusieurs générations de professionnels de santé. Son travail détaillé et complet, basé sur des recherches à partir de dissections, lui doit le titre de référence en terme d'anatomie descriptive. La figure 2.10.b présente quelques planches de son œuvre en 7 volumes publiée en 1543 et intitulée *De Corporis Fabrica*.

André Vésale fut l'un des premiers à représenter des écorchés anatomiques dans des positions naturelles en rapport au contexte artistique et social de son époque : la Renaissance [155]. Les présentations en couches successives permettant de faire le lien entre l'enveloppe de peau et les couches anatomiques profondes de façon simple.

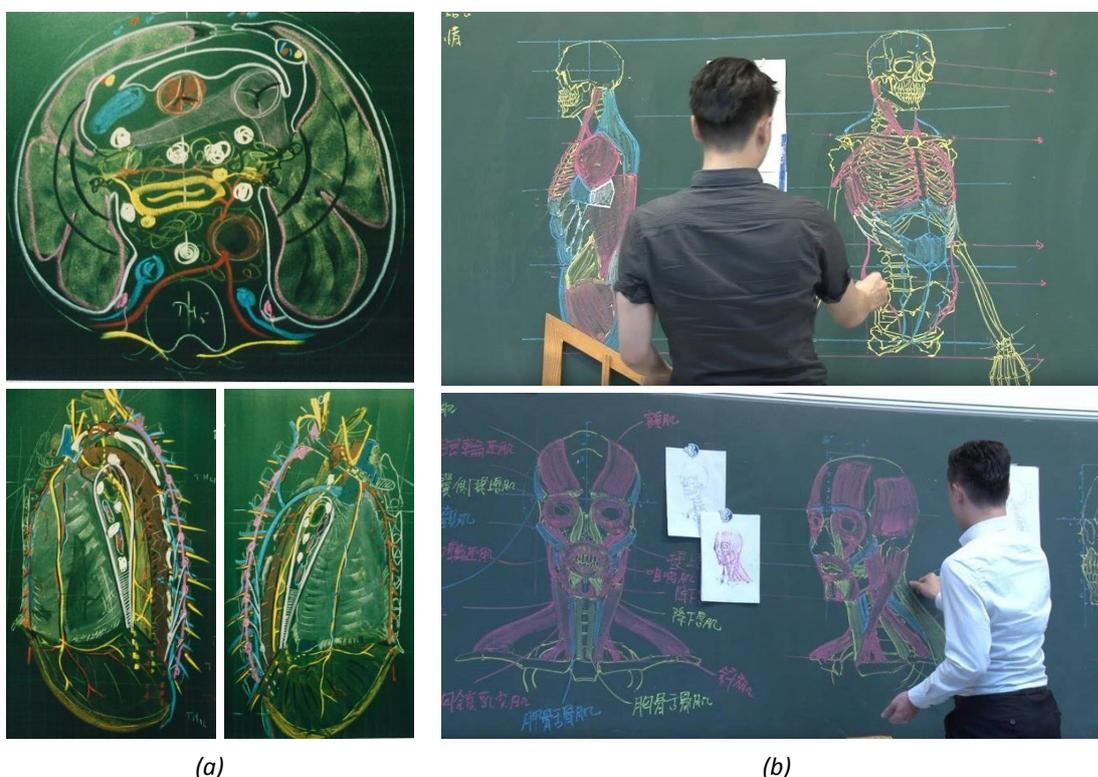


FIGURE 2.11 – Illustrations éphémères à la craie sur tableau noir comme support d'apprentissage. (a) Illustrations de Maurice Laude. (b) Illustrations de Chuan-Bin-Chung.

De nos jours, des schémas descriptifs à la craie au tableau sont encore souvent utilisés pendant les cours d'anatomie pour enseigner les notions aux étudiants. Citons par exemple les schémas de Maurice Laude (voir figure 2.11.a) très connus dans le domaine, ou encore ceux de Chuan-Bin-Chung (voir figure 2.11.b).

L'illustration dynamique

Il existe actuellement plusieurs techniques d'illustration dynamique dont le but est d'induire le volume, le mouvement, ou tout simplement de présenter du contenu de façon dynamique.

La figure 2.12.a présente une image stéréoscopique de l'abdomen. Il s'agit de rendre une même image du point de vue de l'œil gauche et du point de vue de l'œil droit. En les superposant, on obtiendra alors un effet de relief.

L'impression lenticulaire consiste en l'impression de multiples images (au minimum deux) et leur superposition à l'aide d'une lentille lenticulaire. Cette technologie, généralement utilisée pour faire des cartes "flip", permet de changer le contenu visible en fonction de l'orientation du médium. La fondation espagnole ANAR [35] contre la maltraitance des enfants à utilisé cette technologie dans le but de créer une affiche de pub fournissant des informations différentes en fonction de la taille de la personne se trouvant devant celle-ci (voir figure 2.12.b).

Le même principe a été utilisé par l'artiste de rue Roa pour créer l'image à double lecture présentée en figure 2.12.c, permettant de changer le contenu visible par l'utilisateur en fonction de sa position.

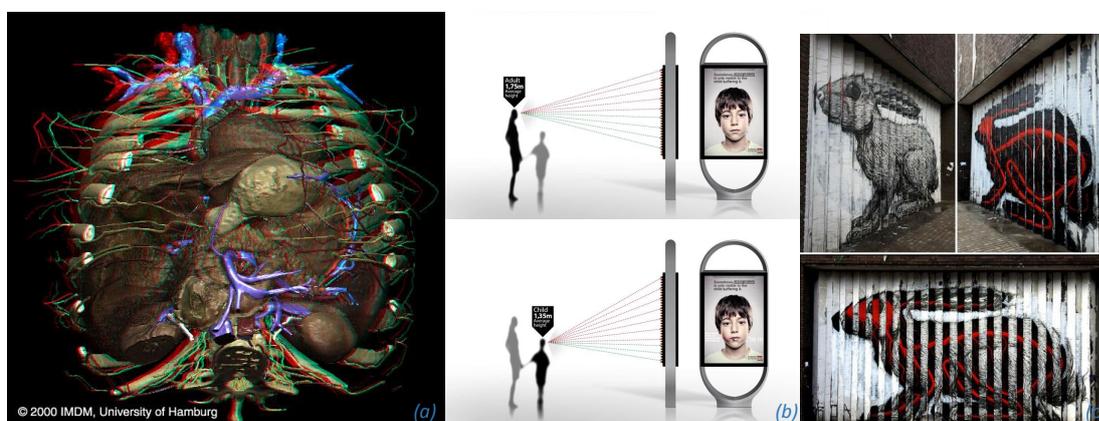


FIGURE 2.12 – Évolution des illustration vers un format dynamique. (a) Image stéréoscopique, Université de Hamburg - 2000. (b) ANAR Foundation [35], publicité contre la maltraitance des enfants - 2013. (c) Art de rue, artiste belge Roa - Londres.

Depuis l'essor du format vidéo, beaucoup de contenu, y compris dynamique, est disponible sur internet dans le but de l'auto-formation. Nous pouvons par exemple citer FOVEA [30], le MOOC d'anatomie basé sur un ensemble de vidéos explicatives, proposé par l'Université Claude Bernard (Lyon 1).

2.2.4 Atlas anatomique

Le terme **atlas anatomique** fait référence, en premier lieu, aux ouvrages présentant des coupes successives du corps ou d'une structure anatomique spécifique complexe, pour aider à en comprendre la forme et à la positionner par rapport au reste du corps et/ou à d'autres structures anatomiques. Souvent, les pages sont intercalées de transparents comportant des annotations pour aider à l'identification des structures.

On trouve également des atlas statistiques d'un segment du corps ou d'un organe particulier décrivant les différences trouvées entre différents corps et le pourcentage d'apparition de ces différences dans les populations étudiées.

Au fil des années, des atlas anatomiques de référence ont vu le jour. Nous pouvons par exemple parler des livres d'anatomie clinique par *Pierre Kamina* [122], références incontournables pour l'apprentissage de l'anatomie. Ces atlas, comme les illustrations, de par leur caractère imprimé, manquent d'interactivité.

Atlas anatomiques interactifs : web sémantique

Grâce à la démocratisation du web sémantique - standardisation des protocoles de partage, de lecture et d'échange d'informations structurées - et au développement de la technologie WebGL permettant la visualisation temps-réel de maquettes anatomiques 3D par la plupart des navigateurs web, de plus en plus d'atlas anatomiques interactifs sont disponibles sur la toile.

Nous présentons en figure 2.13 un ensemble d'atlas anatomiques interactifs permettant de naviguer dans les couches anatomiques simplement et de façon ergonomique. Souvent, un outil de recherche est proposé pour aider l'utilisateur dans sa navigation grâce à la mise en place d'un lexique anatomique. Le RDF⁴ est le format de base utilisé pour créer et organiser les lexiques anatomiques.

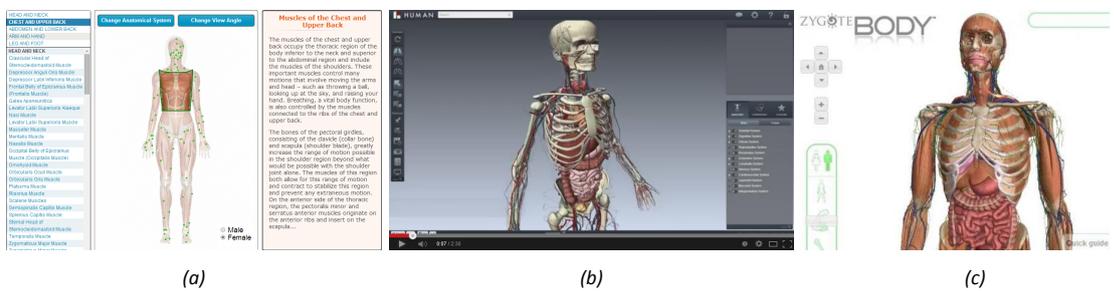


FIGURE 2.13 – Atlas anatomiques interactifs. (a) InnerBODY - 1999. (b) BioDigitalHuman - 2016. (c) ZygoteBody - 2014.

La figure 2.13.a présente le projet InnerBODY [15], atlas interactif basé sur une représentation 2D du corps dans le plan frontal. Il est possible de naviguer dans la maquette en choisissant le système (ex. : système cardiovasculaire, système musculaire, système squelettique, etc.) ou encore en sélectionnant un segment anatomique (ex. : membre supérieur, bassin, membre inférieur, etc.) ou une entité anatomique (ex. : cœur, veine cave, etc.).

Une représentation 3D corps complet a été ajoutée depuis peu pour permettre à l'utilisateur de tourner autour de la maquette anatomique. Elle utilise la technologie du BioDigitalHuman [37] pour fonctionner. La figure 2.13.b présente ce projet d'atlas anatomique basé sur une représentation 3D du corps complet. En plus des atlas classiques, celui-ci permet de sélectionner des entités d'intérêt et d'annoter la 3D pour en faire le support de questionnaires d'apprentissage. Il est également possible de visualiser des vidéos et simulations pré-enregistrées mettant en avant des comportements physiologiques (ex. : battements de cœur) ou des actes chirurgicaux (ex. : chirurgie de la lèvre et du palais).

Le ZygoteBody [43], présenté en figure 2.13.c propose le même genre de services que le BioDigitalHuman.

Notons que, anatomiquement parlant, tous les atlas sont un peu faux : ils sont incomplets et présentent des erreurs difficiles à détecter pour les non-experts. Dans l'optique des atlas inter-

4. RDF : Resource Description Framework

actifs présentés ici, et dans l'idée à terme de réaliser un atlas complet et juste, nous présentons MyCFweb en *section 3.2.3*, notre propre atlas interactif pour l'aide à la création de simulations biomécaniques personnalisées.

2.2.5 Représentations en volumes

Céoplastie : les cires anatomiques

Les cires anatomiques - corps complet ou segment anatomique - apparues au *XVIII^e* siècle sont une forme de documentation en volume qui va permettre de présenter de façon réaliste les résultats des dissections.

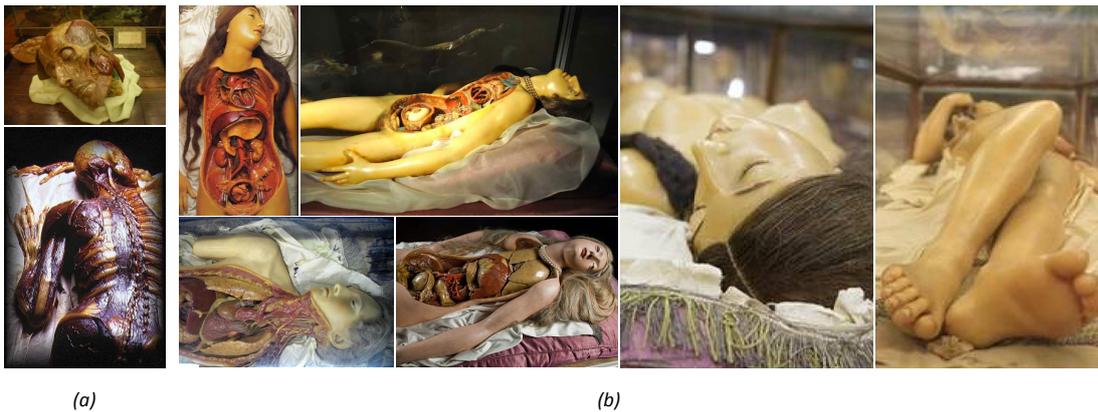


FIGURE 2.14 – *Les cires anatomiques comme support d'apprentissage. (a) Cires anatomiques par Gaetano Zumbo. (b) Vénus anatomiques par Clemente Susini.*

Gaetano Giulio Zumbo (1656-1701) fut le premier modelleur à utiliser la cire pour créer des modèles anatomiques (voir figure *2.14.a*). Un studio fut créé à Florence dans le bâtiment du musée *La Specola* [204] dans l'idée de créer de nombreuses pièces et de les envoyer dans les grands centres d'anatomie européens.

La création de tels modèles était longue et coûtait cher, pour une haute qualité et précision un seul modèle pouvait nécessiter la dissection de centaines de cadavres pour référence. La cire colorée - malgré sa sensibilité aux changements de température - permet de conserver sur le long terme des informations très précises, malheureusement, elle ne permet pas une exploration interactive comme la dissection.

Clemente Susini (1754-1814) a contribué au domaine en créant des modèles dans la catégorie « Vénus anatomiques » (voir figure *2.14.b*) : cires de femmes, grandeur nature, dont la conception était souvent basé sur des illustrations de renom comme celles de Vésale. Pour améliorer le réalisme, souvent de vrais cheveux étaient utilisés ainsi que des yeux de verre. Ces cires ont été créées dans le but de démystifier la dissection auprès du public.

L'impression 3D

De nos jours, ces mannequins d'anatomie sont produits essentiellement en matières plastiques, on trouve des modèles industriels figure *2.15.a* ou des modèles en série limitée figure *2.15.b*.



FIGURE 2.15 – L'impression 3D pour la création de supports d'apprentissage. (a) Mannequin anatomique industriel. (b) Mannequin imprimé pour la dissection - 3DSystems [32], CES 2016. (c) Impression 3D patient-spécifique - 3DSystems [32], CES 2016.

L'apparition de l'impression 3D a permis la spécification des maquettes à un individu donné pour aider à la planification et l'entraînement pré-opératoire. Par exemple, la figure 2.15.c présente des impressions 3D faites avec la technologie *ColorJet printing (CJP)* [3] : à partir de données IRM reconstruites, un modèle 3D unique est imprimé ; des couleurs peuvent être utilisées pour annoter les modèles 3D. Ces modèles ont été présentés pendant les CES 2016 par 3D Systems [32].

Au delà du contexte abordé dans ce doctorat, l'avènement de l'impression 3D laisse entrevoir de grandes avancées dans le domaine médical. Citons par exemple la personnalisation de prothèses par UNYQ [19], ou encore l'impression de tissus vivants (peau humaine) développée par les chercheurs de 3D Fab, plateforme de Lyon 1-CNRS [44]. La société Biomodex [45] propose quant à elle l'impression d'organes humains ayant les mêmes propriétés physiques que les vrais organes pour la simulation hyperréaliste d'opérations chirurgicales.

2.2.6 Représentations numériques

L'utilisation de l'écran comme médium (*ex.* : smartphone, tablette, ordinateur) nous fait à nouveau basculer vers des représentations planes. Malgré cela, dans ce cadre numérique, les représentations virtuelles permettent l'interaction avec l'anatomie au cours du temps, ainsi que le partage et la réutilisation à l'infini d'un même modèle.

Imagerie médicale

On appelle **imagerie médicale** les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain. Ces technologies ont révolutionné la médecine et permettent de visualiser aussi bien l'anatomie que certains phénomènes physiologiques ou métaboliques.

Ces technologies ont récemment été utilisées en archéologie. VisualForensic [34], entreprise spécialisée dans la reconstruction 3D à partir de restes humains a aidé, grâce à l'imagerie médicale, à reconstruire une momie Égyptienne sans avoir besoin d'ouvrir son sarcophage. Des reconstructions similaires ont été faites sur Liuquan, une statue de Bouddha abritant un moine momifié.

Il existe une multitude de types d'images médicales, basée sur des phénomènes physiques divers, chacune permettant la visualisation de données bien précises. Nous en présentons ici quelques-unes parmi les plus connues :

- l'imagerie par résonance magnétique (IRM), utilise les **champs magnétiques** pour obtenir des coupes virtuelles du corps selon les trois plans principaux. Elle permet une bonne visualisation de la graisse et de l'eau et est souvent utilisée pour étudier certains organes comme le cerveau ou le rachis, les articulations et structures adjacentes, *etc.* Ces données peuvent être longues à acquérir, les artefacts les plus courants sont dus au mouvement du patient pendant la capture des images. La précision est fonction du temps pris pour capturer chaque coupe anatomique. Dans sa plus haute valeur elle peut être inférieure au millimètre.
- la tomodensitométrie (TDM), ou CT-scan, mesure le taux d'absorption des **rayons X** par les tissus, pour obtenir des coupes pouvant être étudiées dans tous les plans de l'espace ainsi que des images tridimensionnelles. Elle permet la visualisation de structures anatomiques rigides comme les os ou encore les parois internes d'une articulation. Avec l'injection de produits iodés, elle permet également la visualisation des vaisseaux sanguins, du tube digestif, des disques inter-vertébraux, *etc.* Cette technologie est très rapide (un large volume du corps humain peut être capturé de façon très précise en quelques secondes), les images obtenues sont des coupes millimétriques (de 0.4mm à 10mm d'épaisseur).
- la tomographie par émission de positons (TEP ou PET), utilise des traceurs **radioactifs** dont les propriétés biologiques sont connues, pour observer l'organisme au niveau cellulaire : on parle ici d'imagerie fonctionnelle. Elle permet de mesurer en trois dimensions l'activité métabolique ou moléculaire d'un organe spécifique, par exemple elle permet d'observer des cellules cancéreuses ou des infections. Comme pour l'IRM, l'imagerie PET est assez longue et demande de rester le plus immobile possible.
- l'échographie, l'une des seules technologies d'imagerie médicale temps-réel, emploie des **ultrasons**. Elle est utilisée couramment en médecine humaine et vétérinaire, elle est par exemple utilisée pour observer les battements du cœur ou encore pendant la grossesse pour vérifier le bon développement du fœtus. En fonction de la fréquence, l'image peut être plus ou moins précise, et présenter des structures plus ou moins profondes.

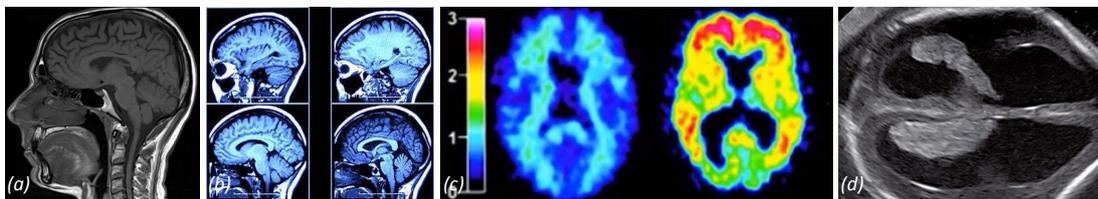


FIGURE 2.16 – Différents types d'images médicales. (a) Imagerie par résonance magnétique. (b) tomodensitométrie. (c) Tomographie par émission de positons. (d) Échographie : mesure du périmètre crânien chez le fœtus.

Notons ici, que pour la validation de notre méthode de personnalisation de l'anatomie (voir *section 4*), nous avons utilisé des images médicales de type IRM (voir *section 4.6*). Comme dit précédemment, les IRM permettent de visualiser les articulations et tissus adjacents (système squelettique, ligaments, etc). Les images IRM et les images à ultrason sont non-invasives, à l'inverse, les images CT et PET sont irradiantes donc considérées invasives. Ceci a également joué un rôle dans le choix de l'imagerie IRM, car elle reste à ce jour sans risque sur l'organisme.

Outils pour l'imagerie médicale

Comme nous venons de le voir, il existe une multitude de types d'imagerie médicales, chaque type d'image pouvant avoir un format différents des autres. Il n'est donc pas inhabituel, pour un même patient, de passer différents protocoles d'imagerie médicale. Maintz et collègues [114] propose un résumé de différentes méthodes permettant de recalcr des images médicales de différents formats entre elles, ou encore des méthodes de recalage d'images médicales pré-opératoires et post-opératoires.

Dans le but d'une meilleure visualisation et compréhension des données, beaucoup d'approches proposent de générer des images volumiques à partir d'images médicales [129, 113]. Meissner et collègues [157] ainsi que Pommert et collègues [175] proposent d'évaluer différents algorithmes pour la génération d'images volumiques.

La figure 2.17 présente des outils permettant de mettre en valeur des structures anatomiques ou des zones d'intérêt [154, 190], pour aider les cliniciens dans leur tâches.

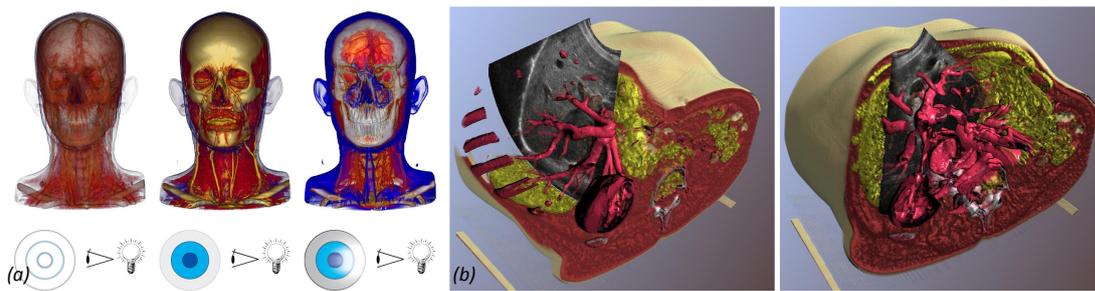


FIGURE 2.17 – Outils pour la visualisation de structures anatomiques ou zones d'intérêt dans l'imagerie volumique. (a) Différents rendus d'une angiographie de la tête mettant en avant différentes structures anatomiques [190]. (b) Image ultrason du foie présentée dans une image CT-scan reconstruite [154].

Utilisation des images médicales

De nos jours, le rendu et la visualisation volumique d'images médicales, sont devenus indispensables pour aider les cliniciens dans leurs diagnostics et études pré-opératoires. Ces représentations volumiques permettent notamment aux cliniciens de connaître l'état d'un patient sans avoir recours à une opération.

Parmi les applications de l'imagerie médicale, le diagnostic pour planification et guidage d'un geste chirurgical prédomine. La simulation médicale est également importante pour l'apprentissage du comportement des tissus. Il s'agit de simuler de façon très réaliste le fonctionnement ou comportement d'une partie du corps humain dans un but d'étude. L'efficacité de la simulation comme support d'apprentissage a été validé dans le domaine médical à travers de nombreuses études [101, 130].

La simulation médicale peut également aider à l'apprentissage de gestes opératoires, pour la chirurgie instrumentale, sans risques pour un patient. Les simulations, souvent temps-réel, peuvent être diverses : on trouve par exemple la simulation de vaisseaux sanguins [80], Cotin et collègues [84] présentent la simulation physique d'un foie humain.

Avec l'avènement de la réalité augmentée, beaucoup de salles d'opérations sont maintenant équipées d'outils d'aide au guidage des instruments chirurgicaux [106]. Ces outils, souvent basés sur les données même du patient, facilitent la performance chirurgicale, peuvent augmenter le taux de réussite de certaines opérations, ou permettre des opérations jusqu'à lors impossibles car jugées trop risquées pour le patient.

2.2.7 Conclusion

L'apprentissage de l'anatomie implique la compréhension des structures anatomiques, de leur fonction physiologique et de leur mouvement. Ces connaissances sont indispensables, à différents degrés de complexité et de précision : pour l'éducation de façon générale, pour les études sportives et pour les études médicales.

Comme nous l'avons vu précédemment, les supports de connaissances anatomiques, permettant partage et diffusion du savoir, sont très nombreux : de l'utilisation du corps comme support à l'imagerie médicale, en passant par les représentations picturales, les atlas anatomiques et les représentations en volume. Nous avons également parlé de leurs évolutions actuelles, reprenons l'exemple de la table de dissection virtuelle Anatomage (voir *section 2.2.2*).

Nous pouvons observer dans tous ces supports quelques principes fondamentaux :

- **mise en contexte** : les structures étudiées sont toujours replacées dans leur contexte anatomique pour une meilleure cartographie de la connaissance.
- **expression du vivant** : les structures étudiées sont toujours illustrées, non pas comme des structures physiques inertes, mais comme des structures vivantes, dans le but d'exprimer le fonctionnement et la dynamique de celles-ci.
- **approche artistique** : les structures étudiées sont annotées ou colorées de façon à mieux les visualiser et ainsi mieux les assimiler.

Une difficulté importante vient du fait qu'il reste néanmoins difficile d'illustrer et d'expliquer l'anatomie en mouvement, connaissance essentielle à la formation des médecins, à partir de médias statiques [105].

Avec l'avancée technologique, l'usage des smartphones, tablettes et ordinateurs est devenu habituel. Un grand effort a été fait pour trouver des méthodes innovantes permettant de créer, visualiser et animer du contenu de haute qualité pour aider à l'apprentissage. Ces méthodes innovantes parlent alors de personnalisation du contenu, d'interaction et de mouvement du contenu, ainsi que d'immersion ou d'apprentissage intuitif.

Dans la section suivante, nous présentons les avancées technologiques, ou « nouvelles technologies », utilisées pour faciliter l'apprentissage de notions anatomiques et médicales.

2.3 LES NOUVELLES TECHNOLOGIES AU SERVICE DU MÉDICAL

La capacité des chirurgiens à créer un modèle mental qui mélange les images du patient et les connaissances anatomiques fait partie de leur savoir-faire. Pour aider les cliniciens dans la phase d'apprentissage et dans l'étude de cas complexes, de nouvelles approches basées sur les nouvelles technologies ont été proposées, permettant par exemple, une compréhension de

l'anatomie rendant compte de phénomènes dynamiques, par exemple liés à la production d'un mouvement.

Les nouvelles technologies sont basées essentiellement sur les avancées en traitement d'images, informatique graphique, vision par ordinateur et le développement de nouveaux capteurs.

2.3.1 De la réalité au virtuel

La figure 2.18 présente le continuum de réalité mixte expliquant le passage connectant la réalité au virtuel introduit par Milgram en 1994 [158, 171]. Le continuum connecte l'environnement virtuel, la réalité virtuelle, la réalité augmentée et l'environnement réel.

Trois grands critères permettent de différencier les classes de réalité mixte entre elles : le **degré de connaissance du monde**, définit l'étendue des connaissances que l'utilisateur a à propos du monde visualisé. Ce critère peut permettre à un utilisateur d'identifier un objet ou une image virtuelle comme faux et ainsi bloquer l'expérience (*ex.* : présence d'un dinosaure au milieu des gratte-ciels de New-York actuel). La **fidélité de reproduction**, définit le degré de réalisme que nous sommes capables d'afficher. Elle englobe l'échelle des objets virtuels, leur rendu, leur mouvement et déformation. On peut grâce à ce critère distinguer du contenu basé sur de la vidéo et du contenu basé sur des technologies d'informatique graphique. Le **point de vue utilisateur**, définit le degré d'illusion de l'utilisateur à être dans le monde virtuel. On a ici plusieurs approches : on peut définir un point de vue dans le monde (nos actions font évoluer le monde) ou un point de vue extérieur (l'utilisateur est observateur du monde). Le poids du matériel à porter par l'utilisateur peut affecter ces critères et rendre plus difficile l'immersion dans le virtuel.

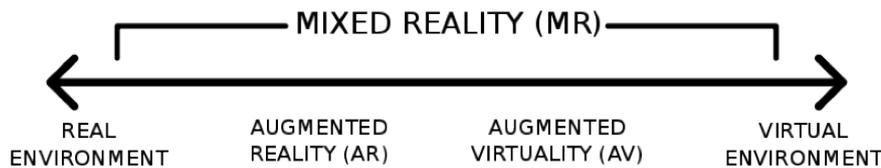


FIGURE 2.18 – Continuum : de la réalité au virtuel.

Ces dernières années, des plateformes de réalité mixte, prenant en compte plus de perceptions sensorielles, sont apparues pour accroître le degré de réalisme. Par exemple, le cinéma 4D ajoute des perceptions telles que l'odorat ou les changements météorologiques (*ex.* : température, courant d'air, *etc.*), pour augmenter l'immersion de l'utilisateur. Stapleton [112] propose une extension du modèle de Milgram prenant en compte les perceptions cognitives telles que l'imagination.

2.3.2 Réalité virtuelle

Par convention, on appelle réalité virtuelle tout environnement avec lequel l'utilisateur peut interagir et dans lequel il est totalement immergé. Bien que le monde soit totalement virtuel, il est possible que certaines propriétés du monde soient reproduites pour fortifier le lien avec le monde réel (*ex.* : temps, propriétés mécaniques, gravité, *etc.*). La réalité virtuelle est souvent utilisée pour développer des simulateurs permettant l'apprentissage de procédures sans encourir les risques réels : saut en parachute, décollage d'une fusée, chirurgie laparoscopique, *etc.* Elle est également très présente dans le domaine du jeu vidéo pour apporter plus de sensations

aux utilisateurs (ex. : jeu de tir à la première personne). Il existe essentiellement deux technologies de réalité virtuelle : le CAVE⁵ et le visiocasque.

Le CAVE [85, 148] est un ensemble de 3 à 6 écrans chacun faisant environ 3 mètres sur 3. Le principe est de projeter en haute résolution de l'information sur toutes les faces du cube pour créer un environnement virtuel dans lequel l'utilisateur se déplace et peut interagir avec l'environnement. Malheureusement, l'installation d'un CAVE peut coûter plusieurs centaines de milliers d'euros.

Le visiocasque

Le visiocasque est une technologie quasi-incontournable quand on parle de réalité virtuelle, étant donné que le sens visuel est très fort chez l'Homme. Le premier visiocasque fut développé en 1968 par Sutherland [192]. Il reporta après expérience que : le point de vue étant limité dans certaines directions, certains pouvaient mal interpréter la forme des objets affichés.

En 1994, State et collègues [189] commencent à évoquer des questions de temps de calcul et



FIGURE 2.19 – Visiocasques. (a) Google Cardboard. (b) Oculus Rift et Oculus Touch. (c) Simulateur pour chirurgie robotique - RobotiX Mentor.

l'importance du temps réel dans le rendu de données pour la réalité virtuelle.

La figure 2.19 présente différents types de visiocasques utilisés de nos jours. Les Google Cardboard (voir figure 2.19.a) ou encore l'Oculus Gear VR [47] sont des masques de réalité virtuelle fonctionnant à l'aide d'un smartphone : ils offrent une expérience immersive à faible coût. L'Oculus Rift est un visiocasque plus lourd. Actuellement utilisé dans le domaine du jeu vidéo, il peut être associé à d'autres capteurs comme l'Oculus Touch (voir figure 2.19.b) pour aider à l'immersion des utilisateurs.

Il est également possible d'associer un bras à retour de force au visiocasque pour obtenir un simulateur d'opération chirurgicale. C'est le cas de RobotiX Mentor, un simulateur en réalité virtuelle proposant un cursus complet de procédures cliniques (voir figure 2.19.c).

Dans le cas de la réalité virtuelle, l'échelle globale de la scène n'a pas d'importance : on peut avoir quelque chose de plus grand que la réalité tant que l'échelle entre les objets eux-mêmes est respectée.

5. CAVE : Cave Automatic Virtual Environment

2.3.3 Réalité augmentée

Le terme « réalité augmentée » englobe toute interface consistant en la superposition de données virtuelles sur des objets réels. Ces interfaces combinent des méthodes d'interaction et de visualisation. Elles permettent de placer les informations dans un contexte extérieur et utilisent généralement une échelle réaliste. Par exemple, emplacement d'une structure anatomique, sur, et par rapport au corps de l'utilisateur.

Grâce à l'avènement de la réalité augmentée, bon nombre d'applications ont vu le jour dans le secteur du médical, notamment pour la visualisation et l'apprentissage de connaissances anatomiques : nous nous intéresserons ici uniquement à celles-ci.

Les applications en réalité augmentée dans le domaine de la médecine peuvent être séparées en deux catégories : les applications pédagogiques (apprendre grâce à l'interaction) [123] et les applications d'aide aux procédures médicales [161].

Comme pour la réalité virtuelle, il existe différents types d'interfaces pour les applications en réalité augmentée : lunettes augmentées, projection sur objets, capteur de profondeur avec écran, etc. Nous présentons quelques interfaces de réalité augmentée en figure 2.20.



FIGURE 2.20 – (a) HoloLens [110, 46]. (b) Virtual-Tee. (c) Livre augmenté. (d) Visible korean human phantom [83].

Les lunettes augmentées « HoloLens » (voir figure 2.20.a), commercialisées par Microsoft, permettent la visualisation de contenu anatomique pouvant à plus long terme servir de support de cours. Les lunettes permettent de tourner autour d'un objet virtuel et d'interagir avec celui-ci. Dans le but de présenter le potentiel de cette technologie, Microsoft a développé un outil de réunion virtuelle nommé « Holoportation » [55].

Le Virtual-Tee (voir figure 2.20.b) et les systèmes de livres augmentés (voir figure 2.20.c) sont basés sur une technologie de reconnaissance de forme. A l'aide d'une application sur médium portable (tablette ou smartphone), l'utilisateur va avoir accès à du contenu virtuel spécifique placé dans l'environnement réel grâce aux formes reconnues sur le T-shirt.

Bichlmeier et collègues [83] utilisent le Visible Korean human [118] comme maquette de référence pour créer un mannequin en plastique démontable (abdomen, tête et épaules) sur lequel seront visualisées en réalité augmentée des zones anatomiques d'intérêt. L'ajout d'une interface tangible à la visualisation classique de réalité augmentée va permettre à l'utilisateur

de perfectionner des gestes médicaux.

La figure 2.21 présente d'autres systèmes en réalité augmentée proches visuellement de ce que nous souhaitons présenter.



FIGURE 2.21 – Visualisation anatomie augmentée. (a) Méthode de visualisation in-situ [73]. (b) Visualisation de données médicales augmentées sur patient [144, 145]. (c) Système SAGE⁶ [58].

[73] et [144, 145] proposent des méthodes de visualisations in-situ de données médicales (voir figure 2.21.a et figure 2.21.b). L'idée étant ici de pouvoir visualiser, sur une zone prédéfinie (*ex.* : visage, abdomen), une structure anatomique spécifique (*ex.* : squelette, système vasculaire) dans le but d'aider au travail pré-opératoire tant du côté du clinicien que du côté du patient.

La technologie de projection illusionniste, utilisée pour le système SAGE [58], consiste en la projection d'informations pertinentes sous forme de vidéo directement sur l'utilisateur (voir figure 2.21.c). Le système « AnatOnMe » [164], par Microsoft, utilise également cette technologie dans le but de faciliter la communication entre cliniciens et patients.

La réalité augmentée permet de voir à travers le corps humain, c'est le choix visuel que nous avons fait pour le LBA. Dans la section suivante (*section 2.3.4*) nous présentons de façon plus précise des systèmes utilisant des capteurs de profondeur pour suivre l'utilisateur, c'est le type d'interface que nous souhaitons mettre en place.

2.3.4 Le miroir interactif

On appelle « miroir interactif », un écran devant lequel l'utilisateur va pouvoir visualiser et interagir avec du contenu souvent superposé sur sa propre image. Les critères de qualité pour un tel système sont l'interactivité et l'intégration des données.

L'**interactivité** se définit grâce à une application temps-réel et grâce au suivi (plus ou moins complexe) de l'utilisateur : les données sont souvent liées à une zone spécifique de l'utilisateur (*ex.* : visage, poignet, *etc.*).

L'intégration se définit par le redimensionnement des données à la bonne échelle et par l'incrustation de celles-ci dans l'image de l'utilisateur.

Les miroirs interactifs sont utilisés dans différents domaines, notamment dans le secteur de la mode : essayage virtuel de vêtements, de lunettes ou encore de maquillage. On peut, par exemple, citer l'outil de maquillage augmenté proposé par ModiFace [17] devenu très célèbre ; il est également utilisé par les dermatologues et les chirurgiens esthétiques pour montrer à leurs patients le résultat final d'une future intervention.

Dans le cas des applications anatomiques, le miroir révèle les différentes couches d'anatomie interne à un utilisateur et lui donne l'impression de voir à l'intérieur de son propre corps. Nous présentons dans la suite de cette section, un ensemble de miroirs interactifs qui sont apparus ces dernières années.

Le Magic Mirror



FIGURE 2.22 – *Magic Mirror* développé par l'équipe *Miracle* (2011-2014).

Après plusieurs années de recherche dans le développement d'outils en réalité augmentée pour la chirurgie mini-invasive, l'équipe *Miracle* [27], sous la direction du professeur Nassir Navab à commencé en 2011 un projet de miroir magique pour visualiser et interagir avec des données anatomiques.

Le « *Magic Mirror* » [153, 75, 142] est un système interactif permettant la visualisation de connaissances anatomiques en temps-réel et basé sur la reconnaissance de mouvements des bras pour naviguer entre les différentes couches anatomiques (déplacement d'un plan de coupe le long de l'axe sagittal ou le long de l'axe vertical). Une *Kinect* PrimeSense - avec les bibliothèques *OpenNI* et *NITE* - est utilisée pour estimer la posture de l'utilisateur.

La figure 2.22 donne un aperçu du retour visuel que l'on peut obtenir avec ce système. Il peut être présenté sur un écran simple ou encore sur un mur d'écrans (*The Balaur Display Wall* - *Johns Hopkins University*) [9] en fonction des besoins de démonstration.

Les images médicales (CT-scan et IRM) visualisées sont tirées de l'ensemble de données *Visible Korean Human*. Pour avoir à tout moment un effet de superposition de l'anatomie sur l'utilisateur, un système de positionnement des données est appliqué (discuté en section 5.1). Pour gérer l'intégration des données anatomiques sur l'image de l'utilisateur, les données sont cerclées de jaune.



FIGURE 2.23 – *Digital Mirror* - Musée des Arts et Métiers de Paris - 2014.

Le Digital Mirror

L'installation 3D intitulée « *Digital Mirror* » [146] présentée au Musée des Arts et Métiers de Paris par Maître et ses collaborateurs a été créée dans le but de visualiser en temps-réel l'intérieur de son propre corps : squelette et organes.

La visualisation se fait à l'aide d'une image composite du corps entier créée à partir d'images médicales : images TEP, images à rayon-X et données IRM. Un modèle féminin et un modèle masculin sont créés et alternés grâce à un algorithme de détermination du sexe de l'utilisateur.

La figure 2.23 donne un aperçu de cette démonstration. Le retour visuel s'effectue sur un ensemble de 8 écrans d'environ 1.65m de haut chacun.

L'utilisation du capteur Microsoft *Kinect* permet de capturer le mouvement des segments anatomiques et ainsi de déformer rigidement l'image, en synchronisation avec le corps de l'utilisateur, pour obtenir un visuel proche en termes de posture. Ce travail a également été présenté à Toronto à CHI⁷ 2014.

Anatomie Spiegel

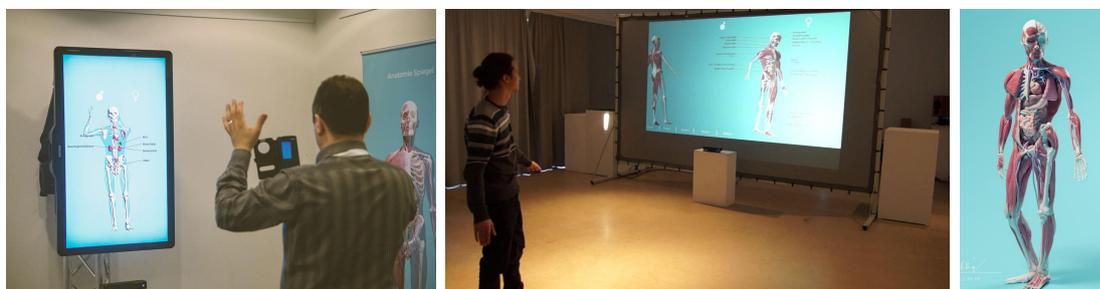


FIGURE 2.24 – *Anatomie Spiegel* - <http://anatomiespiegel.de/> - 2015.

Présenté au congrès annuel de la GMA⁸ en 2015 à Leipzig, le projet « *Anatomie Spiegel* » [77] a été développé par deux étudiants en conception du multimédia (Simon Kirsch et Alexander Börner) supervisés par le Professeur Bernd Hanisch.

Le système « *Anatomie Spiegel* » permet la visualisation d'un modèle anatomique virtuel corps complet (système musculaire, organes, système squelettique, système circulatoire). La géométrie est modélisée à l'aide de l'outil de sculpture 3D ZBrush [51]. Pour valider la modélisation, les étudiants ont utilisé les ouvrages de l'Institut d'anatomie de l'Université Martin

7. CHI : Computer-Human Interaction conference

8. GMA : société allemande de formation médicale

Luther à Halle. Un modèle pour chaque genre (féminin/masculin) est présenté et peut être modifié en fonction du choix utilisateur. De plus, les modèles sont annotés.

La figure 2.24 donne un aperçu de cette démonstration. Le retour visuel temps-réel s'effectue sur un écran dont les dimensions peuvent évoluer en fonction des besoins.

L'utilisation du squelette d'animation donné par le capteur Microsoft *Kinect V2.0* permet l'animation et la mise en posture de la maquette anatomique. La profondeur (déplacement de l'utilisateur le long de l'axe sagittal) est également utilisée pour faire apparaître ou disparaître des entités anatomiques et ainsi naviguer intuitivement dans les connaissances anatomiques.

Musculoskeletal-see-through mirror



FIGURE 2.25 – *Musculoskeletal-see-through mirror* - 2010 [160]

Le projet « *Musculoskeletal-see-through mirror* », proposé par Murai et collègues [160] permet la visualisation temps-réel de l'activité musculaire. Il est composé d'un système de capture de mouvement et de capteurs EMG. Le système de capture de mouvement, composé de 10 caméras (vendu par *Motion Analysis Corporation*), permet d'estimer la posture de l'utilisateur et ainsi en déduire position et orientation des articulations. Pour calculer l'activité musculaire, 34 capteur EMG sans fil sont placés sur le corps de l'utilisateur.

La maquette virtuelle est composée du système squelettique et du système musculaire corps complet. Elle est redimensionnée à l'utilisateur en fonction d'une base de données de mensurations. La figure 2.25 donne un aperçu de ce travail. Le retour visuel temps-réel (15fps) s'effectue sur un écran dont les dimensions peuvent évoluer en fonction des besoins.

Grâce à la cinématique inverse, le système définit les angles et vitesse angulaire de chaque articulation du corps pour définir la longueur des muscles et leur vitesse. Grâce aux capteurs EMG, le système permet la visualisation de la tension musculaire sur 274 muscles.

Synthèse

Il existe d'autres systèmes de type miroir interactif présentant de l'anatomie, comme le système « *Mir'Os* » [53] développé dans le cadre de l'exposition « *Confidences d'outre-tombe, squelettes en question* » du Musée Dauphinois [52], fonctionnant de la même façon que le système « *Anatomie Spiegel* » mais ne présentant que le système squelettique. Nous pouvons également citer le jeu interactif, basé sur des images IRM, proposé par Landman et collègues [1, 107], permettant de visualiser des coupes anatomiques faites dans le plan transversal du corps complet en déplaçant la main gauche de haut en bas. Ma et collègues [143] proposent une leçon anatomique spécifique ayant pour but la compréhension de la structure et du fonctionnement du

système musculaire dans le cadre de mouvements des membres supérieurs (flexion, extension, pronation et supination).

À notre connaissance, cette liste est exhaustive, à la date de rédaction de ce document, et récapitule les systèmes qu'il est possible de trouver en matière de miroir anatomique interactif.

Le tableau 6.2 résume et compare, tous les systèmes présentés, à travers un ensemble de points intéressants.

	[142]	[146]	[77]	[160]	[53]	[107]	[143]
<i>Effet visuel - G (gamme de couleurs) : n(noir), b(blanc), bl(bleu), r(rouge), j(jaune)</i>							
Réalité Augmentée	oui	non	non	oui	non	oui	oui
Couleur et rendu	G[n,b]	G[bl,r]	texture	G[j,r]	couleur os	G[n,b]	texture
Annotation du contenu	oui	non	oui	non	non	oui	oui
<i>Animation de l'anatomie</i>							
Emplacement de l'utilisateur	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui
Posture de l'utilisateur	non	oui	oui	oui	oui	non	oui
<i>Interaction avec le contenu</i>							
Fonction de la profondeur	non	non	oui	non	non	non	non
Avec les mains	oui	non	oui	non	non	oui	oui
<i>Maquette anatomique</i>							
Utilisateur-spécifique	oui	non	non	oui	non	oui	non
Maillages : corps complet	non	oui	oui	oui	oui	oui	non
Système squelettique	oui	oui	oui	oui	oui	oui	oui
Système musculaire	oui	oui	oui	oui	non	oui	oui
Organes	oui	oui	oui	non	non	oui	non

TABLE 2.1 – Comparaison des miroirs interactifs présentés dans cette section : [142] : le « Magic Mirror », [146] : le « Digital Mirror », [77] : projet « Anatomie Spiegel », [160] : système « Musculoskeletal-see-through mirror », [53] : système « Mir'Os », [107] : jeu interactif par Landman et collègues, [143] : outil pour l'apprentissage de notions en relation avec le système musculaire par Ma et collègues.

Notons que la plupart de ces systèmes sont basés sur des systèmes de capture de mouvements légers (voir section 2.5.2, page 56). Ces systèmes sont généralement fournis avec un kit de développement, ou SDK⁹, donnant un accès simple aux sorties du capteur. Les algorithmes et les types de données qu'ils fournissent sont dépendants du type de SDK, un accès à la carte de profondeur et à la carte de couleur est toujours fourni.

2.4 MAQUETTES DE RÉFÉRENCE ET PERSONNALISATION

Comme cela a été évoqué dans l'introduction à ce chapitre (voir section 2.1), des bases d'information et des connaissances médicales sont exploitées dans différents domaines, tantôt pour augmenter le réalisme (*ex.* : domaine du cinéma, domaine de l'illustration, *etc.*), tantôt pour aider à l'apprentissage (*ex.* : musées, *etc.*), ou encore uniquement pour son esthétisme (*ex.* : domaine artistique et de la mode, domaine publicitaire, *etc.*).

9. SDK : Software Development Kit

Les progrès de l'informatique tant au niveau des concepts que de leur mise en œuvre (services, équipements) ont suscité le développement de nombreuses applications à destination du chercheur, du clinicien ou du grand public.

2.4.1 Maquettes de référence

Selon le domaine et le but recherché, les besoins en terme de « maquette de référence » ne sont pas les mêmes : certains n'ont besoin que d'une enveloppe de peau et d'autres ont également besoin de l'anatomie interne. Nous présentons ici différentes maquettes de références correspondant à ces deux besoins.

Maquettes de référence : enveloppe de peau

Il existe plusieurs méthodes pour obtenir une enveloppe de peau : création de maillage à la main ou génération automatique. Pour la création à la main, des logiciels de modélisation 3D (tel que Maya [13]) ou de sculpture 3D (tel que ZBrush [51]) sont utilisés. Pour la génération automatique, il s'agit souvent de scanner une personne et de reconstruire sa peau à partir des données récupérées (peau partielle, nuage de points, *etc.*)

Scanner un utilisateur, peau utilisateur-spécifique

Il existe différents types de systèmes, plus ou moins lourds, pour scanner la peau d'un utilisateur. Chaque type de système donne des résultats plus ou moins réalistes, souvent fonctions de la qualité du capteur, mais aussi de la quantité de capteurs.



FIGURE 2.26 – *Scanner un utilisateur : peau utilisateur-spécifique. (a) Light Stage 6 [21]. (b) Scanner à partir d'un capteur léger [94]. (c) Capture faciale : peau et poils [68].*

En figure 2.26.a nous présentons le système Light Stage 6 [90, 21], composé de caméras haute-résolution et d'un ensemble de sources lumineuses permettant la capture d'un utilisateur (corps complet ou uniquement visage) sous différentes conditions d'éclairage. Ceci va permettre de créer un champ d'éclairage de la peau qui permettra d'obtenir une texture de peau photo-réaliste [87].

[94] présente une solution pour scanner le corps d'un utilisateur par l'utilisation d'un capteur de profondeur (voir figure 2.26.b). 4 nuages de points partiels (position 3D et couleur) sont capturés puis assemblés pour générer un maillage texturé corps complet de l'utilisateur.

Dans l'article [68], une équipe de Disney Research présente un procédé de capture faciale couplant la capture de l'enveloppe de peau et des poils faciaux : barbe, cils, sourcils (voir figure 2.26.c).

Bases de données, enveloppes de peau génériques

Pour obtenir des maillages plus génériques, des approches de bases de données ont vu le jour. Elles permettent, à partir d'un grand nombre de maillages, la génération de modèles statistiques basés sur des mesures anthropomorphiques induites.

En 2005, SCAPE [61] : une des premières bases de données, mais aussi la plus utilisée a été mise en place. Elle regroupe deux ensembles de données : le premier est composé de 37 maillages de différentes personnes dans des postures similaires ; le second est composé de 70 maillages d'une même personne dans des postures différentes (voir figure 2.27.a). La capture se fait grâce à 50-60 marqueurs et un scanner Cyberware WBX corps complet capturant simultanément quatre nuages de points partiels, ensuite combinés pour former chaque maillage. scanner

La base de données Dyna [78] est une extension de celle-ci (voir figure 2.27.b). Elle permet la déformation corps complet en se basant, non plus sur des postures statiques, mais sur des données dynamiques en prenant en considération la déformation des tissus mous sous-jacents.

Nous pouvons également parler de la base de données FAUST [76], composée de 300 maillages de 10 personnes dans des postures très différentes (voir figure 2.27.c). Une approche multi-caméras est utilisée pour capturer la géométrie. La capture prend en compte l'éclairage de la pièce ainsi que l'albédo de la peau pour déterminer une texture haute résolution.

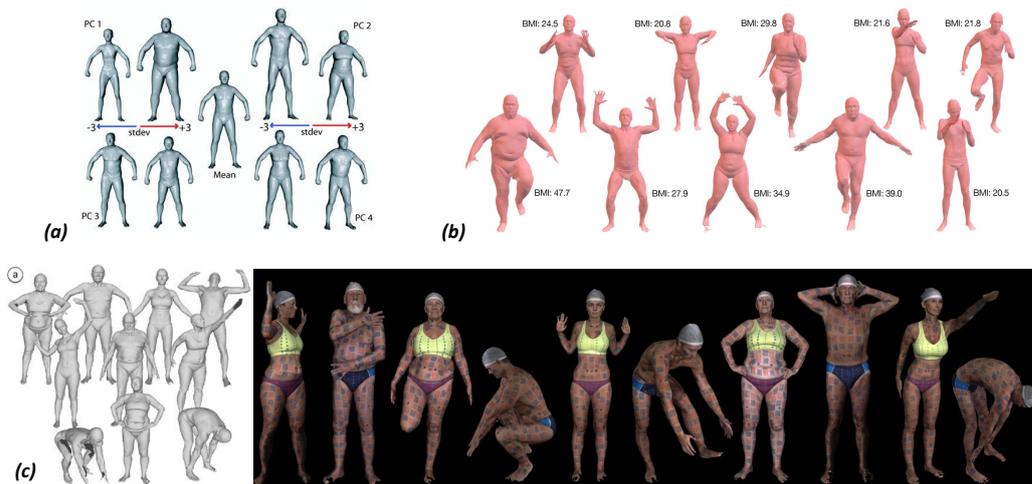


FIGURE 2.27 – Bases de données composées d'un ensemble de maillages de l'enveloppe de peau. (a) Base de données SCAPE [61]. (b) Base de données Dyna [78]. (c) Base de données FAUST [76].

Nous pouvons également citer la base de données ANSURII 3-D Shape Database - composée de données anthropométriques [170] et de maillages 3D - de 7 435 hommes et 3 922 femmes. Cette base de données a été développée dans le but de générer des statistiques à propos des soldats (hommes et femmes [138]) de l'armée pour aider à la conception de matériel : équipements, vêtements, cockpits d'avions, etc.

Maquettes de référence : anatomie interne

Des initiatives comme le « Physiome worldwide project » [12] ou encore le réseau d'excellence européen « Virtual Physiological Human » (VPH) [57], sont destinés à construire des bases de connaissances allant du fonctionnement microscopique (cellules) au fonctionnement macroscopique (corps entier).

Nous nous intéressons ici uniquement aux modèles corps entier. Il existe plusieurs façons d'obtenir une maquette de référence de l'anatomie interne : en utilisant le corps directement (utilisation de coupes histologiques), en utilisant des images médicales, ou encore en utilisant des ouvrages anatomiques (schémas, illustrations et photos).

Utilisation de coupes histologiques

On appelle *coupe histologique*, une tranche d'organe ou de corps suffisamment fine pour être observée au microscope. Après coupe, les tranches sont fixées à l'aide de résine ou de paraffine puis sont gelées.

Par exemple, on citera la construction et la mise en œuvre du « Visible Human Project » [42] aux États-Unis, donnant accès à des examens scanner ou IRM et à des coupes histologiques de corps entiers. Il est notamment utilisé pour le projet d'atlas radiologique « VOXEL-MAN 3D Navigator » [109]. Le projet coréen « Visible Korean Human » [118], est similaire à celui-ci du fait qu'il est basé sur des coupes histologiques du corps entier mais pour des morphotypes asiatiques.

Utilisation d'images médicales

Des méthodes exploitent l'imagerie médicale pour reconstruire des corps complets ou des systèmes spécifiques [199]. Il s'agit souvent, dans un premier temps, de segmenter les images médicales pour séparer les structures anatomiques les unes des autres et ainsi obtenir le contour des structures. Ce domaine est très large en termes de méthodes, il reste malgré tout difficile de segmenter automatiquement des images médicales.

Nous pouvons également citer le « Blue Brain Project » commencé en 2002 par l'EPFL¹⁰ visant à la reconstruction et la simulation réaliste et complète du cerveau humain sur plusieurs niveaux de détails (*ex.* : zones du cerveau, cellules, *etc.*).

La suite Sim4Life [24] est constituée d'un ensemble d'outils, notamment un outil d'aide à la mise en posture ou encore des modèles physiques pour la simulation. Il utilise comme maquettes de référence la population virtuelle VIP 3.0 [60, 150], composée de modèles de tout types : femmes moyennes, hommes moyens, enfants, obèses, *etc.*. Ces maquettes de référence ont été construites à partir d'images médicales.

Les images médicales sont des données difficiles à obtenir ; quelquefois, les acquisitions sont de nature invasive (*ex.* : Rayon X, TEP) ; elles sont également souvent très longues à traiter : elles s'en retrouvent rarement utilisées en dehors du domaine médical.

Utilisation d'ouvrages anatomiques

Cette solution consiste à modéliser à la main l'ensemble de la géométrie grâce à des logiciels de modélisation 3D tels que Maya [13] ou de sculpture 3D tel ZBrush [51].

10. EPFL : École Polytechnique Fédérale de Lausanne

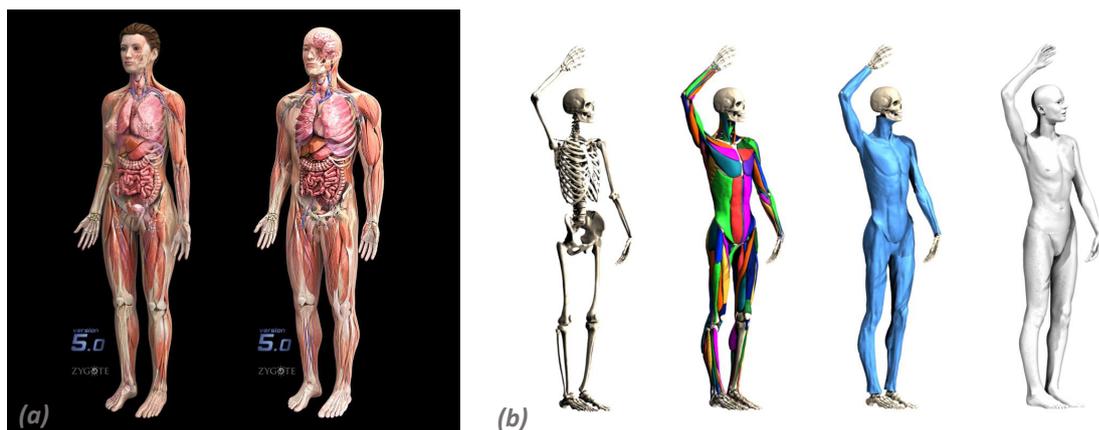


FIGURE 2.28 – Modélisation de maquettes anatomiques à la main. (a) Maquette Zygote [25]. (b) Maquette Adrienne [115].

Nous pouvons par exemple prendre le Zygote [25], maquette de référence complète proposant un modèle féminin et un modèle masculin (voir figure 2.28.a).

Le modèle Adrienne [115] est proposé par l'entreprise Ziva Dynamics [49] pour la réalisation d'animations photo-réalistes pour le domaine du cinéma. Il contient toutes les structures anatomiques nécessaires pour définir la forme et le mouvement du personnage : système squelettique, système musculaire, dépôts graisseux, peau, tissus connectifs. Pour créer la géométrie de l'anatomie interne (système musculaire et système squelettique), les auteurs se basent sur des données IRM comme vérité terrain. Pour ce qui est de l'enveloppe de peau et de sa texture, ils utilisent un système de capture. Un système de recalage est alors utilisé pour aligner l'anatomie interne avec la structure de peau externe.

2.4.2 Personnalisation et réutilisabilité des données

Pour gagner en précision, en particulier dans le contexte de la réalité augmentée, il est nécessaire de pouvoir personnaliser la maquette utilisée. Par exemple, dans l'industrie du film et des effets spéciaux, on veut souvent définir une maquette utilisateur-spécifique qui collera parfaitement aux proportions d'un acteur ou personnage en particulier.

On appellera dans la suite de ce manuscrit « recalage », toute technologie qui consiste en la déformation d'un modèle source, ou maquette de référence, à partir d'informations relatives à l'utilisateur, permettant l'obtention d'une maquette utilisateur-spécifique. Les informations permettant d'initialiser la déformation sont dépendantes de la technologie utilisée : il peut s'agir de quelques points spécifiques, de mensurations, d'un nuage de points, d'une enveloppe de peau utilisateur, etc.

Recalage de l'enveloppe de peau

Le recalage de peau est l'approche la plus utilisée dans le domaine graphique pour générer un grand échantillon de corps humains. La plupart des travaux sont basés sur l'utilisation d'un modèle de peau statistique généré à partir d'une base de données composée de personnes de différents âges et à morphologies différentes [108].

Ces bases de données proposent pour un même sujet différentes postures, chacune mettant en avant des déformations de la peau anatomiques fonctions de la posture. Par exemple, la visualisation des os au niveau du coude, des omoplates ou encore des clavicules. On peut également voir le système cardiovasculaire au niveau du cou, l'effet de contraction des muscles ou encore l'effet de la respiration sur la forme du corps.

À titre d'illustration, nous pouvons prendre l'exemple de la méthode [202] qui utilise le modèle statistique SCAPE [61] pour recalibrer une enveloppe de peau sur une image 2D et - par le procédé inverse - déformer de façon réaliste le sujet d'une image 2D.

D'autres approches utilisent des nuages de points [137] ou encore un ensemble de silhouettes 2D [195] comme données en entrée pour reconstruire la peau 3D d'un utilisateur donné.

Malheureusement, le fait que les sujets portent des vêtements lors de l'acquisition des données brutes peut, dans la plupart des cas, amener à des erreurs de reconstruction (corps non-réalistes) : proportions des segments du corps erronées, apparition de bosses ou creux non-réalistes, *etc.*

Pour palier ce problème [62] propose d'estimer la forme du corps humain à partir d'une image 2D et d'un modèle 3D statistique. [200] propose d'estimer la forme du corps humain à partir d'une carte de profondeur : des zones où les vêtements sont proches du corps sont définies et à partir de celles-ci le modèle statistique est déformé.

D'autres techniques, comme [103], cherchent à établir un modèle statistique des déformations apportées par les vêtements sur la silhouette 2D du corps.

Comme ces études ne se basent que sur la peau et ne prennent pas en considération l'anatomie interne, il est fréquent de retrouver des torsions (rotation au-delà des limites articulaires) ou déformations (plis de la peau en dehors des zones articulaires) non anatomiquement correctes dans le maillage de la peau. Il est également possible de constater des erreurs topologiques dues aux déformations induites par l'anatomie sous-jacente, pendant la capture, et répercutées sur les enveloppes de peau 3D.

Recalage de l'anatomie interne

Les méthodes de recalage d'anatomie utilisateur-spécifique les plus justes sont basées sur des données en imagerie médicale [188]. Malheureusement, ces données sont difficilement accessibles en dehors du domaine médical et ne concernent que rarement le corps entier.

[176] présente une méthode de recalage posture-spécifique d'une maquette de référence 3D corps complet - composée de la peau et du système squelettique - sur une image 2D. À partir de points clés placés sur la silhouette 2D et mis en correspondance avec des points placés sur le contour du modèle 3D, cette méthode va aller déformer la maquette de référence pour coller au mieux à l'image utilisateur.

[203] utilise le nuage de points généré via deux *Kinect* pendant une séquence d'animation pour recalibrer peau et squelette. Le recalage se fait généralement sur une partie du corps (*ex.* : bras ou jambe) et non sur corps complet.

[88, 98] présentent une méthode pour transférer une maquette anatomique de référence complète (peau, système squelettique, système musculaire, système nerveux, *etc.*) vers la peau 3D d'un utilisateur. Cette méthode est statique et prend un certain temps de calcul pour donner des résultats satisfaisants et précis.

2.5 MOUVEMENTS ET DÉFORMATIONS

2.5.1 Structures de contrôle et enrobage géométrique

En informatique graphique, il est possible de suggérer le mouvement de deux façons :

- avec une séquence d'objets : afficher un objet différent à chaque pas de temps va donner une impression de mouvement. Vlastic et collègues [196] ainsi que De Aguiar et collègues [86] proposent des méthodes de capture d'une performance à partir de flux vidéos pris à différents points de vue. Ces approches sont basées sur l'idée de reconstruire d'un maillage à chaque pas de temps.
- avec un objet : déplacer ou déformer l'objet à chaque pas de temps et selon un schéma prédéfini. Prenons par exemple la gestion de particules (*ex.* : feu, fumée, eau, explosions, *etc.*) : pour se déplacer, elles vont suivre des lois physiques définies.

Il existe deux types de corps : les corps rigides comme les os, et les corps mous comme les muscles. Dans le cas du corps rigide, un même vecteur de déplacement (6D : 3 translations et 3 rotations) s'applique à tout l'objet alors que, dans le cas du corps mou, des sous-parties (plus ou moins grandes) de l'objet peuvent se déplacer les unes par rapport aux autres. Comme pour les particules, il faut alors déplacer les parties les unes par rapport aux autres en suivant un schéma ou une logique prédéfinie.

Structures de contrôle

Pour relier des sous-parties d'objets ou les objets entre eux, des **structures de contrôle**, ont été mises en place : elles permettent de définir des schémas de mouvements de façon simple et intuitive à échelle globale.

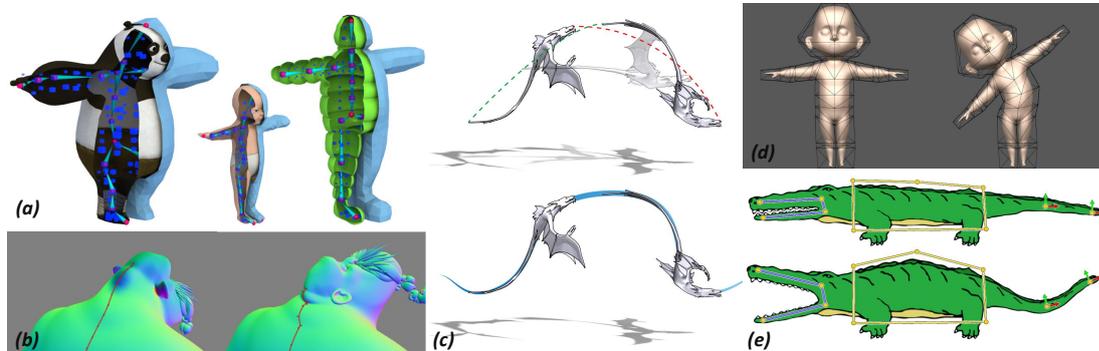


FIGURE 2.29 – Différentes structures de contrôle de mouvement. (a) squelette d'animation [139]. (b) Courbes de déformation « resculptors » [156]. (c) Lignes d'action [104]. (d) Cages de contrôle [120]. (e) Cages de contrôle 2D et squelette d'animation 2D [116].

Il existe différents types de structures de contrôle, parmi lesquels nous citerons :

- le **squelette de contrôle**, ou **squelette d'animation**, est la structure la plus utilisée en animation 3D pour manipuler des animaux ou des personnages humanoïdes. Sa structure est composée d'un ensemble de repères articulaires (position et orientation) 3D attachés les uns aux autres dans un ordre hiérarchique (*ex.* : l'articulation du coude est fille de l'articulation de l'épaule). Pour une meilleure visualisation de la hiérarchie, les liens entre repères sont souvent représentés de façon schématique par des bâtons.

Notons également que la complexité de la structure, comme la quantité de sous-objets nécessaires, est dépendante de la finesse des mouvements que l'on veut pouvoir effectuer. Par exemple, la figure 2.29.a, présente un système articulaire qui ne permettra pas de fléchir les doigts.

La structure s'utilise en appliquant des rotations au niveau des repères articulaires. Elle est souvent définie à la main, repère après repère. [63, 174] proposent des outils permettant de transférer cette structure, automatiquement et simplement, d'un personnage à un autre.

- la **courbe de contrôle**, ou **courbe de déformation**, est une structure qui se développe de plus en plus. Il s'agit ici de définir une courbe en 3D, composée d'un ensemble de poignées de déformation. Le nombre de poignées est dépendant de la précision voulue dans la déformation.

Resculptors [156], un outil mis en place par DreamWorks, est une courbe de contrôle intuitive permettant de déformer une sous-partie d'objet. La figure 2.29.b présente cette courbe permettant de déformer le dos et la tête d'un personnage. La redéfinition de cette courbe, et la préservation du volume, va induire le mouvement ; il s'agit ici du mouvement de la tête.

La figure 2.29.c présente un autre type de courbe de contrôle basé sur la ligne d'action [104], outil utilisé essentiellement en animation 2D. On appelle « ligne d'action », ou « ligne de force », la ligne qui parcourt le personnage et qui définit sa dynamique. En définissant cette ligne, on va modifier l'axe principal de l'objet et ainsi le déformer dans son ensemble. La structure est considérée comme expressive, elle s'utilise simplement en dessinant une courbe à main levée.

- la **cafe de contrôle**, ou **grille de déformation**, est utilisée pour donner des effets élastiques aux personnages en appliquant des déformations volumiques. Elle est présentée sous la forme d'une structure topologique simple et déformable. Plus la structure est complexe et plus elle permettra des déformations détaillées, en effet, le niveau de détail peut changer en fonction des zones d'intérêt.

Joshi et collègues [120] ont développé un système de cage utilisé pour l'animation de certains personnages des films d'animation du studio Pixar (voir figure 2.29.d). Pour contrôler la structure, il suffira à l'utilisateur de tirer sur un ou plusieurs sommets de celle-ci.

Jacobson et collègues [116] proposent une grille de déformation applicable à des images 2D. Comme pour les cages de déformation 3D, cette grille de 2D se contrôle à partir de poignées placées sur son contour (voir figure 2.29.e).

L'enrobage géométrique

On appelle **enrobage**, ou **skinning**, la méthode employée pour associer les structures de contrôle et les sous-parties d'objet, ou objets, ensemble. L'idée étant de définir comment les modifications appliquées à la structure de contrôle vont être répercutées sur la géométrie. De façon générale, les sous-parties sont définies de façon à être régies toutes de la même manière.

Différentes méthodes de skinning

Les premières méthodes de **skinning géométrique** temps-réel développées sont des méthodes très simples, telles que la méthode très connue du « Linear Blend Skinning » (LBS) [132, 133], qui associe à chaque sous-partie d'un objet un à quatre éléments de la structure

de contrôle de façon à pouvoir animer l'objet (voir figure 2.30.b). Cependant, cette méthode comporte des artefacts maintenant bien connus, tels que l'effet papier de bonbon (réduction du maillage en un point quand le maillage se vrille) et l'effondrement du coude (perte du volume au niveau de l'articulation).

Ces artefacts ont été considérablement étudiés, c'est le cas de Kavan et collègues dans [127], qui proposent le « Spherical Blend Skinning » (SBS) : une approche outrepassant ces artefacts et utilisant en entrée des données sensiblement identiques au LBS.

L'approche développée par Kavan et collègues [125], le « Dual Quaternion Skinning » (DQS), permet, grâce à sa non-linéarité, d'éviter certains artefacts du LBS (voir figure 2.30.c). De plus, cette approche est simple à implémenter et il est facile de passer du LBS au DQS. C'est ce que proposent de faire Kavan et collègues dans [124]. L'approche de Vaillant et collègues [194], « l'Implicit Skinning », produit des déformations automatiques réalistes comme la détection de collisions ou la correction des volumes.

Les méthodes de **skinning pseudo-physique**, se basent sur les propriétés physiques de la peau humaine (matériau élastique) pour obtenir des déformations plus réalistes. Ces méthodes donnent des résultats très satisfaisants mais prennent souvent plus de temps de calcul, ce qui peut freiner certains artistes. McAdams et collègues proposent en [152] un algorithme quasi-interactif de déformation de modèles élastiques haute-résolution ; on parle ici d'un modèle de peau pour un personnage de film d'animation Disney. Kavan et collègues présentent en [126] une méthode approximant les résultats de simulations pseudo-physiques aussi simple et intuitive à utiliser qu'une approche géométrique classique.

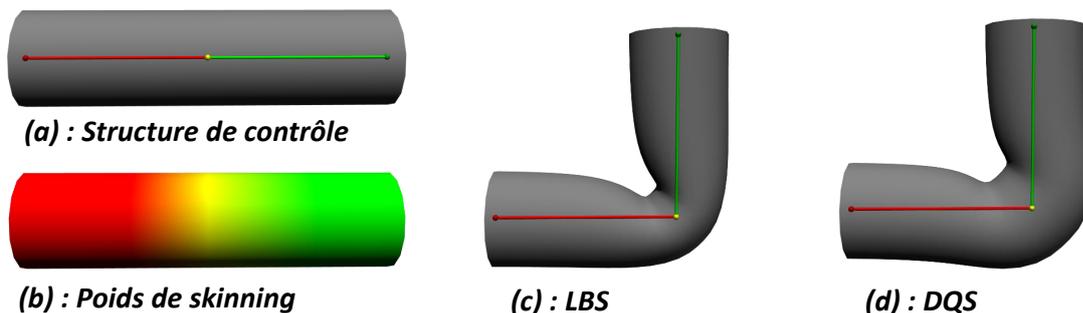


FIGURE 2.30 – Présentation de deux méthodes d'enrobage géométrique. (a) Définition des poids de skinning par rapport à la structure de contrôle. (b) Méthode du linear blend skinning (LBS). (c) Méthode du dual quaternion skinning (DQS).

Définition des poids de skinning

On appelle **poids de skinning**, ou **influences**, la pondération définissant, pour chaque point d'un maillage, les éléments de la structure de contrôle qui vont le contrôler et à quel point (voir figure 2.30.a). Un point peut être influencé par un ou plusieurs éléments de la structure, pour simplifier les pondérations, on associe souvent un sommet à maximum 4 éléments de la structure.

Ces influences peuvent être définies à la main ou automatiquement avec divers algorithmes. Par exemple, dans les logiciels de modélisation tel que Maya, l'influence de chaque contrôleur

peut être définie automatiquement. Elle est également présentée sous forme de texture éditable en niveau de gris : en blanc les points qui sont totalement influencés, et en noir ceux qui ne le sont pas du tout.

Faure et collègues [93] utilisent les fonctions de forme Voronoï pour définir automatiquement les poids de skinning. Les poids sont calculés à partir de la segmentation du maillage définie en fonction de la distance des points aux repères de contrôle.

Jacobson et collègues [116] proposent une méthode permettant de calculer des poids de skinning, donnant des déformations lisses et intuitives, appelés « bounded biharmonic weights ». Les poids sont définis, grâce à la minimisation d'une énergie Laplacienne, de façon logique et en corrélation avec la forme de l'objet ; peu importe la complexité de celui-ci.

2.5.2 Induire le mouvement

Dans le cadre du corps humain, il existe deux types d'effecteurs moteurs permettant de couvrir les modes d'expression corporelle : les corps articulés et les corps déformables.

Ces notions, induisant le mouvement, utilisent le temps comme unité de mesure.

- On désigne par « corps articulé », plusieurs éléments de contrôle (souvent des rigides 6D) en mouvements, reliés par des articulations. On appelle « articulation », la liaison qui restreint le mouvement relatif entre deux segments du corps, les différents types d'articulation anatomique sont présentés en *section 3.1.2*.
- On désigne par « corps en mouvement », un corps qui se déplace par rapport à un point fixe de l'espace (mouvement absolu) ou par rapport à un autre corps (mouvement relatif). On prendra par exemple le cas du cubitus en mouvement par rapport à l'humérus en fonction de l'articulation du coude.
- On désigne par « corps déformable », une entité anatomique qui change de forme en fonction de la posture du corps humain : phénomène de glissement d'entités (organes, muscles, *etc.*) les unes sur les autres. On désigne également par ce terme les entités anatomiques qui changent de forme de façon cyclique pour véhiculer des éléments dans le corps : cas des poumons qui se déforment pour permettre la respiration.

Selon le domaine, les besoins en matière de « mouvement » ne sont pas les mêmes : pour les applications biomédicales, par exemple, on cherche à reproduire et valider des phénomènes anatomiques spécifiques. Alors que dans le domaine du cinéma, on cherche plutôt à modéliser l'effet visuel de ce phénomène pour obtenir une déformation réaliste de la peau. C'est le cas, par exemple, du phénomène de contraction musculaire, souvent utilisé pour obtenir et améliorer les déformations de l'enveloppe de peau.

Il existe différentes façons d'étudier le mouvement. Citons, par exemple, Mateus et collègues [151], ou encore Allen et collègues [59], qui présentent des algorithmes de correspondance de forme permettant de passer d'un maillage dans une posture prédéfinie à un autre dans une autre posture.

Xia et collègues [198] tentent de transférer une animation d'un personnage à un autre, tandis que Jordao et collègues [119] cherchent à générer de l'animation en définissant le chemin par lequel doit passer le personnage (méthode utilisée pour la gestion de foule).

Lee et collègues [135], ainsi que Rabbani et collègues [177], étudient et reproduisent le contrôle de l'équilibre.

Capture de mouvements

Nous présentons ici plus en détail ce qui touche à la méthode dite de « capture de mouvement », car c'est ce que nous avons choisi d'utiliser dans nos travaux.

On appelle « capture de mouvement ¹¹ » une technique permettant d'enregistrer les positions et rotations des segments d'un sujet (*ex.* : objet, animal, humain) au cours du temps, pour ensuite retranscrire ces mouvements dans l'espace virtuel.

On différencie généralement la capture de mouvements corps complet de la capture d'expressions faciales. Nous nous intéresserons ici uniquement à la capture de mouvements corps complet. On distingue deux grands types de systèmes de capture : les **systèmes lourds** avec marqueurs qui sont chers, mais qui offrent précision et réalisme aux données et les **systèmes légers** sans marqueurs.

Systèmes lourds

On qualifie de « systèmes lourds », les systèmes de capture nécessitant beaucoup de matériel, souvent installés de façon permanente dans une salle. Nous pouvons par exemple citer la salle de capture Kinovis [5], permettant de capturer des performances à travers une suite de maillages 3D exprimant le mouvement.

Dans le manuscrit de thèse écrit par Antoine Letouzey [136], nous trouvons un historique expliquant l'évolution des systèmes lourds de leur début à nos jours, que nous reportons ici :

« Historiquement, la première méthode de capture de mouvements humains par un appareil photographique a été mis au point par Étienne-Jules Marey et présenté dans son ouvrage Le Mouvement [149] en 1884. Ses premières études se portent sur l'observation du mouvement des ailes d'oiseaux. L'auteur est capable d'isoler le mouvement d'une paillette brillante placée sur la seconde rémige d'une aile de corneille en faisant voler l'oiseau devant un fond obscur. L'auteur ne disposait pas, à l'époque, d'appareil capable d'enregistrer une vidéo. [...] Dans la suite de ses travaux, Marey se penche sur l'étude des mouvements humains. Il confectionne un vêtement noir sur lequel sont dessinés des lignes et des points blancs. Comme précédemment, le sujet se déplace devant un fond noir. De cette manière seuls les éléments peints s'impriment sur la photographie.

Aujourd'hui, le système existant le plus connu dans cette catégorie est le système proposé par Vicon [11]. Son fonctionnement n'est pas si éloigné de celui du système de Marey. Il se base sur l'utilisation de marqueurs réfléchissant la lumière infra-rouge couplés avec un système multi-caméras. Dès qu'un marqueur est visible dans plusieurs caméras simultanément sa posture peut être obtenue avec précision par triangulation. [...] L'information obtenue consiste en un nombre de trajectoires de points choisis. Typiquement des points de jointure entre des parties rigides d'un objet ou d'un acteur (coudes, genoux, mains par exemple). Ce type d'information très discrétisée mais aussi très ciblée est idéale pour l'animation de squelettes. C'est pourquoi ces systèmes sont principalement utilisés par l'industrie du cinéma ou du jeu vidéo (voir figure 2.31.a). »

Ces systèmes permettent d'enregistrer des mouvements de façon très précise et détaillée. Le même genre de système, appelé « perfcap » et présenté en figure 2.31.b, est utilisé pour capturer les expressions faciales des acteurs.

11. Capture de mouvement : *motion capture* ou simplement *mocap* en anglais

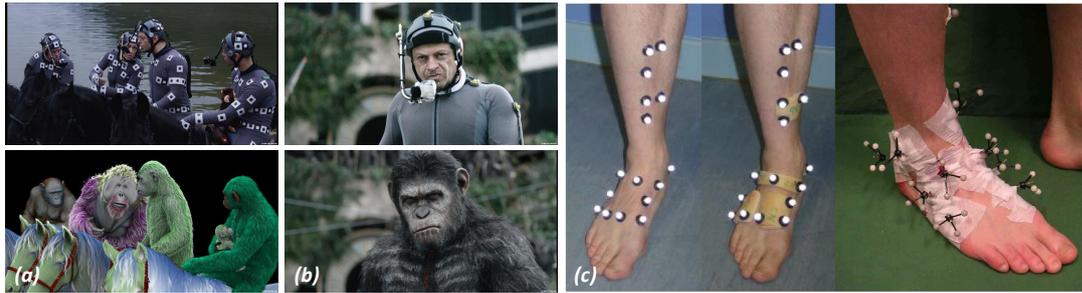


FIGURE 2.31 – Capture de mouvements, systèmes lourds. (a) Système de capture du corps - *La Planète des singes : L'affrontement*, 2014. (b) Système de capture visage - *La Planète des singes : L'affrontement*, 2014. (c) *Nestera et collègues* [162].

Cette technologie est occasionnellement utilisée pour des études biomédicales, comme l'étude du mouvement des pieds pendant un cycle de marche, réalisée par Nestera et collègues [162].

Systèmes légers

De par leur prix compétitif et leur simplicité d'installation et d'utilisation, les systèmes de capture sans marqueurs ont gagné en popularité dans la communauté du jeu vidéo, du cinéma, mais aussi dans la communauté biomécanique. L'émergence des caméras RGB-D (caméra à capture de carte de profondeur) comme la *Kinect* a permis le développement de nouveaux outils pour le domaine médical et le domaine de la santé.

Les auteurs de [172] déclarent que les données de suivi de mouvement de base de la *Kinect* peuvent être suffisantes pour l'étude de mouvements basiques - comme l'amplitude des pas au cours d'un mouvement de marche - mais sont très loin des résultats obtenus avec des caméras Vicon [11] tant sur le point matériel que sur le point logiciel.

Dans l'industrie du jeu vidéo, de plus en plus d'applications d'entraînement sportif et de fitness utilisant des capteurs RGB-D se créent. La figure 2.32 présente quelques applications : *Nike Kinect+*, *Get Fit With Mel B* ou encore *Your Shape*.

La société israélienne PrimeSense (rachetée par Apple Inc en 2013), a mis en place la technologie *Kinect* : une caméra RGB dotée d'un système infrarouge permettant de capturer en temps-réel une carte de profondeur 3D. Depuis sa première apparition en 2010, la technologie *Kinect* s'est démocratisée. Différents capteurs sont apparus sur le marché, parmi lesquels nous pouvons citer le capteur Xtion développé par Asus [33] ou encore le projet Tango par Google [4], pour le développement d'une tablette et d'un smartphone intégrant les capteurs de profondeur infrarouge. Récemment, Apple Inc a sorti le capteur *Structure* [41], permettant par exemple de scanner une personnes en 3D ou proposant des applications en réalité augmentée.

Le capteur le plus connu, et le plus couramment utilisé est le capteur *Kinect* par Windows [40, 39]. Décliné en deux versions et associé à la console de jeu Xbox, ce capteur fut développé en partenariat avec PrimeSense dès les débuts de l'entreprise.

D'autres approches ont également vu le jour, comme les approches multi-caméras [203], ou encore la conception d'interfaces interactives comme le *Leap motion* [23].



Fitness [Your Shape] Xbox 360 - Kinect



Fitness [Get Fit With Mel B] Playstation 3 - Move



Training [Nike Kinect+] Xbox 360 - Kinect



Danse [Zumba Fitness Core] Xbox 360 - Kinect

FIGURE 2.32 – Quatre jeux vidéos utilisant la technologie Kinect comme système de capture de mouvement.

Le choix du capteur influence la qualité et le type d'informations que nous sommes capables de percevoir. Chaque capteur est accompagné d'un kit de développement donnant accès à plus ou moins de données et comportant un nombre plus ou moins important d'algorithmes utiles. Dans un premier temps nous avons opté pour le capteur PrimeSense nous permettant de développer une application fonctionnant aussi bien sous linux que sous windows. Malheureusement, la qualité des données récupérées et le rachat par Apple nous ont fait abandonner ce capteur. Nous avons alors opté pour le capteur Kinect V2.0 Windows, que nous allons présenter dans la section suivante.

Caméra Kinect 2.0 par Microsoft

Pour plus de simplicité, on appelle ici « Kinect 2.0 » la « Kinect 2.0 Microsoft ». La Kinect est une caméra RGB-D, elle est composée de :

- une caméra couleur RGB. L'image stable à 30Hz (15 Hz dans des conditions de faible luminosité), et de haute résolution (1920x1080 pixels), permet de créer des applications interactives de grande qualité.
- un émetteur infrarouge indépendant du type d'éclairage (fonctionne aussi en vision nocturne). Il émet un rayon infrarouge à 30Hz.
- un capteur de profondeur stable à 30Hz basé sur la technologie infrarouge. Grâce à une meilleure fidélité de profondeur (512x424 pixels), le capteur optimise la visualisation 3D. Les rayons infrarouges réfléchés sont convertis en informations de profondeur grâce à la mesure des distances entre l'objet et le capteur.

- quatre microphones dédiés à la capture du son permettent l'enregistrement de contenu audio et l'identification des sources sonores et de la direction des ondes.
- La figure 2.33 indique l'emplacement de ces différents composants sur une *Kinect*.

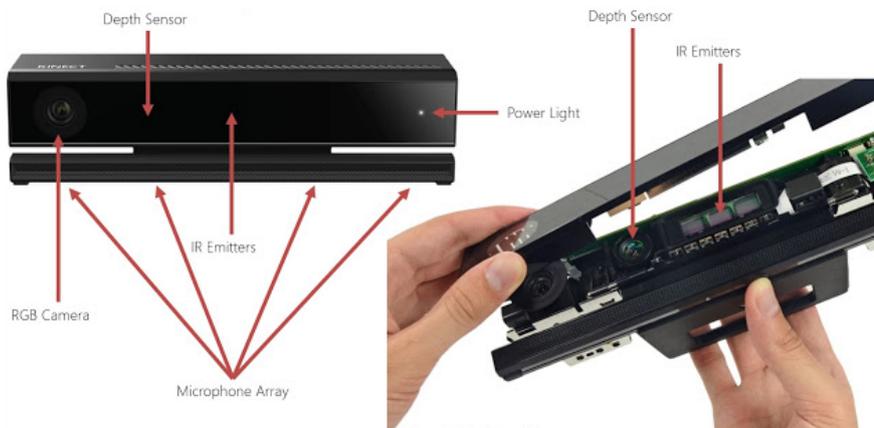


FIGURE 2.33 – Fonctionnement interne de la Kinect 2.0 Microsoft.

Zone de capture

On appelle « zone de capture », le parallélogramme dans lequel la *Kinect* est capable de capturer les informations de profondeur. La figure 2.34 résume ce qu'il y a à savoir concernant la zone de capture de la *Kinect* 2.0.

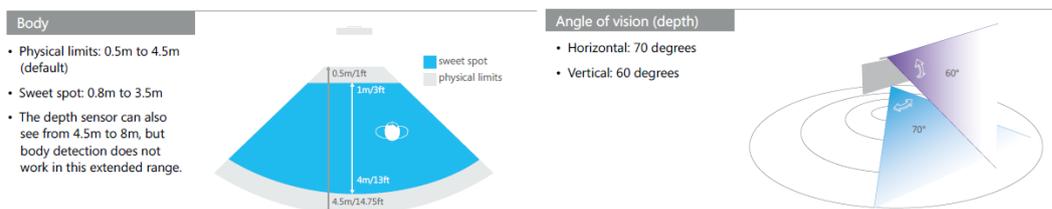


FIGURE 2.34 – Zone de capture Kinect. *Human Interface Guidelines - Kinect for Windows*

Nous pouvons voir que la *Kinect* capture de 0.5m à 4.5m en terme de profondeur, mais qu'elle est capable de capturer un utilisateur uniquement entre 0.8m et 3.5m (noté "sweet spot" sur la figure 2.34, image de gauche). Nous pouvons également voir que l'angle de vision du capteur de profondeur est de 60 degrés en vertical et de 70 degrés en horizontal (figure 2.34, image de droite).

Les données en sortie

Le capteur de profondeur nous fournit une image qui, à chaque pixel, donne un niveau de gris. Grâce aux outils du SDK *Kinect* permettant de passer de l'espace image à l'espace caméra (voir définition en section 4.2.2), chaque pixel de cette image peut être transformé en point dans l'espace. L'ensemble de ces points nous permet de définir un nuage de points décrivant partiellement la forme des éléments visibles dans la zone de capture.

Le logiciel *Kinect* segmente la carte de profondeur pour séparer les pixels fixes (fond) et les pixels mobiles. À partir de la carte de profondeur segmentée, la *Kinect* est capable d'identifier et de capturer les mouvements de 6 utilisateurs en même temps (voir figure 2.35.a), pour chacun d'entre eux elle fournit à chaque pas de temps une silhouette 2D.

Pour chaque utilisateur, la *Kinect* fournit un squelette d'animation sous la forme de 25 repères, chacun étant défini par une position et une orientation. La figure 2.35.b présente, à titre indicatif, l'ensemble des repères fournis par la *Kinect* pour un utilisateur donné ainsi que leurs noms. L'origine du monde est définie par un repère attaché à l'émetteur infrarouge de la *Kinect*, représenté sur la figure 2.35.a.

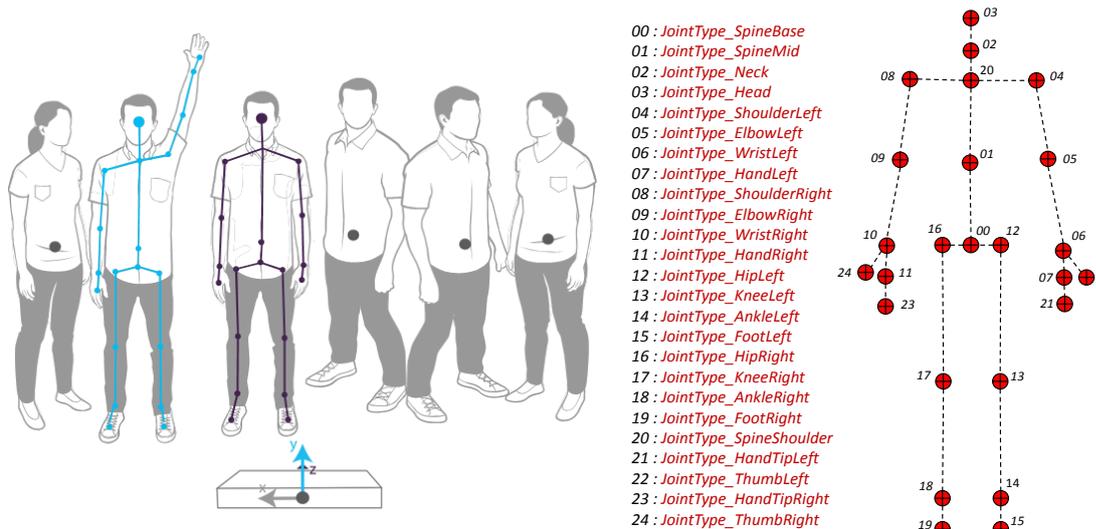


FIGURE 2.35 – Système de capture utilisateur par Kinect. (a) : la Kinect peut capturer jusqu'à 6 utilisateurs corps complet. (b) : elle définit 25 repères articulaires.

Pour chaque utilisateur, un ensemble de pixels de la carte de profondeur lui est associé et définit la silhouette utilisateur. Pour obtenir la position des repères, la *Kinect* segmente cette silhouette puis traduit les pixels ainsi obtenus en positions dans l'espace.

Les orientations sont définies par trois axes, à partir des positions des articulations et des règles suivantes :

- les trois axes sont perpendiculaires entre eux.
- l'axe Y pointe vers l'articulation fille. Par exemple, l'axe Y de l'articulation de l'épaule va pointer en direction de l'articulation du coude.
- l'axe Z pointe en profondeur. Il peut pointer en direction de la *Kinect* ou en direction inverse.

Une présentation des conditions optimales d'utilisation de la *Kinect* ainsi qu'une étude approfondie des limitations de son système de capture de mouvements sont proposées en section 5.2.

2.6 CONCLUSION ET DISCUSSION

Dans un premier temps, ce chapitre introduit différents domaines utilisant des connaissances anatomiques (voir section 2.1.1). Nous recentrons alors notre contexte en parlant des

différents supports de connaissances anatomiques (voir *section 2.2*) et en faisant un bref tour d'horizon des nouvelles technologies au service du médical (voir *section 2.3*).

Dans cette section, nous avons parlé de l'échelle de réalité mixte (voir figure *2.18*) permettant de définir, en fonction du degré de virtuel et du degré de réel qui le définissent, le type du système étudié. Nous avons alors, en *section 2.3.4*, introduit des systèmes de type « miroir interactif » appliqué au médical, proches du « Living Book of Anatomy » que nous souhaitons développer.

Dans le cadre du LBA qui est l'apprentissage de l'anatomie, les connaissances statiques et dynamiques sont très importantes.

Dans un second temps, ce chapitre introduit des notions de « maquette de référence » et de « personnalisation et réutilisabilité des données » (voir *section 2.4*), de « mouvement » et de « déformation » de celle-ci (voir *section 2.5*);

La maquette de référence définit l'ensemble de données 3D, souvent structurées selon un lexique anatomique spécifique. Dans le chapitre *3*, nous introduisons notre propre maquette de référence comportant les données 3D (voir *section 3.2.2*), la structure lexicale (voir *section 3.2.3*) ainsi que des données expérimentales spécifiques (voir *section 3.2.4*). De plus, le chapitre *4* introduit nos méthodes permettant de générer une anatomie personnalisée.

Pour finir, ce chapitre introduit les notions de « mouvement » et de « déformation » (voir *section 2.5*), nous avons introduit ces termes dans le contexte de l'informatique graphique. Nous introduisons dans ce chapitre les « structures de contrôle », « l'enrobage géométrique » et les notions de « capture de mouvements ». Le chapitre *5* reprend ces notions dans le cadre de nos travaux.

CHAPITRE

3

ANATOMIE : MAQUETTE 3D ET
CONNAISSANCES ANATOMIQUES

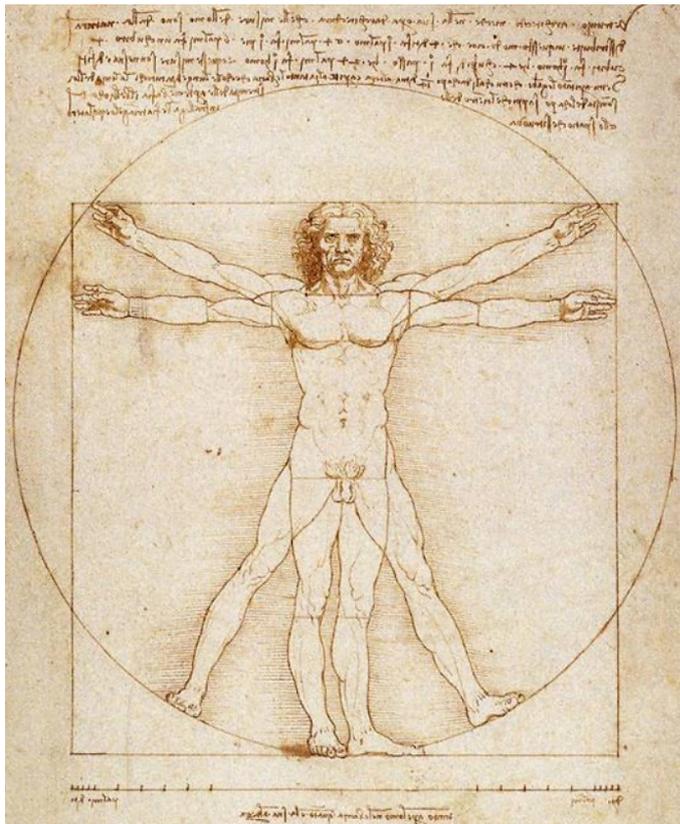


FIGURE 3.1 – *Homme de Vitruve* Léonard de Vinci, 1492

3.1 L'ANATOMIE HUMAINE

Introduction

Au fil des années, une multitude de domaines traitant l'étude du corps humain ont vu le jour. Certains, traitant le corps dans son ensemble à travers des connaissances générales, et d'autres plus spécifiques, ne traitant qu'une région du corps, ou encore une pathologie. Nous nous intéressons à l'étude du morphotype : étude et description du corps à partir de son apparence extérieure (anatomie des formes extérieures).

D'après le traité sur la morphologie et les types humains (ou « morphotypes »), écrit en 1967 par le Docteur Georges Olivier [166] « *un large public s'intéresse aux différents aspects de la forme humaine, qu'il s'agisse de l'étude de l'anatomie des formes extérieures, dans un but esthétique ou clinique, de biotypologie, ou encore des variations dues à la croissance, au sexe, à la sénescence, etc. [...]*

Qu'est-ce que la morphologie ? Commençons par bien définir notre sujet : on appelle "morphologie" l'étude des formes humaines. Celles-ci présentent deux aspects : l'un interne et l'autre externe. Par convention, on laisse à l'anatomie toute la morphologie interne du corps ; quand on parle de morphologie, sans préciser, on sous-entend "morphologie externe". Celle-ci comprend d'ailleurs deux parties : l'étude de la face et celle du corps. La face est, ce qu'on voit d'un sujet habillé et qui nous permet de nous faire une opinion sur son physique, sa santé et quelque peu sur son caractère. Le corps est-ce que le clinicien, ou l'artiste, examine pour l'apprécier, le juger, le corriger, ou l'admirer.

La charpente est fournie par le squelette, les volumes le sont par les muscles et la graisse sous-cutanée ; le développement et le contrôle permanent sont assurés par les glandes à sécrétion interne. Enfin, l'ensemble est dû à notre hérédité, à notre patrimoine génétique, ainsi qu'au milieu qui nous entoure. [...] Squelette, muscles, graisse, glandes endocrines et hérédité sont les 5 facteurs déterminant de la morphologie. ».

3.1.1 Terminologie anatomique

Pour assurer une bonne compréhension des descriptions anatomiques par tous scientifiques de spécialisations diverses et par convention, une standardisation de la terminologie concernant l'anatomie humaine et sa physiologie a été publiée pour la première fois en 1998 par la Fédération Internationale des Associations d'Anatomistes (FIAA)¹.

Le système de référence anatomique définit - à partir d'une posture anatomique de référence² - différents emplacements et directions dans l'espace. Ces termes permettent d'exprimer l'emplacement et l'orientation d'éléments anatomiques relativement à l'espace du corps lui-même et ainsi faire abstraction du point de vue de l'observateur. Cette posture anatomique de référence (figure 3.2.a) se décrit de la manière suivante : le sujet se tient debout, face à l'observateur, les jambes tendues et les pieds parallèles. La tête est droite et tournée vers l'avant. Les bras sont étendus le long du corps, les paumes des mains tournées vers l'avant pour obtenir les os des avant-bras parallèles.

Pour l'analyse descriptive d'une posture ou d'un mouvement du corps dans sa globalité, trois plans (figure 3.2.b) - sections 2D du corps humain - passant par le centre de gravité du corps humain et perpendiculaires entre eux sont définis :

1. En anglais, il s'agit de l'International Federation of Associations of Anatomists (IFAA).

2. Note : à ne pas confondre avec la posture de référence physiologique qui diffère légèrement.

- le **plan sagittal** (*vertical*) passe par la ligne médiane du corps et le divise en deux parties symétriques : partie droite et partie gauche. C'est dans ce plan que l'on étudie des mouvements tels que la marche ou encore la course.
- le **plan frontal ou coronal** (*vertical*) divise le corps en une partie antérieure (ou ventrale) et une partie postérieure (ou dorsale). C'est dans ce plan que l'on étudie les rotations interne et externe de la cheville.
- le **plan transversal ou transverse** (*horizontal ou axial*) divise le corps en deux parties : supérieure et inférieure. C'est dans ce plan que l'on peut étudier la torsion des épaules par rapport aux hanches.

Sont également définis trois axes (figure 3.2.c) - lignes représentant une direction ou lignes autour desquelles s'effectue une rotation - chacun se situant à l'intersection de deux plans :

- l'**axe transversal** situé à l'intersection plan frontal et transversal est perpendiculaire au plan sagittal. C'est autour de cet axe que le corps tourne lors d'une roulade.
- l'**axe sagittal ou antéropostérieur** situé à l'intersection des plans sagittal et transversal est perpendiculaire au plan frontal. C'est autour de cet axe que le corps tourne lorsque l'on effectue une roue.
- l'**axe vertical ou longitudinal** situé à l'intersection du plan frontal et sagittal est perpendiculaire au plan transversal. C'est autour de cet axe que le corps tourne au cours d'une pirouette.

La profondeur anatomique permet de définir l'emplacement relatif d'une structure étudiée en fonction de l'enveloppe de peau. Le terme **superficiel** désigne les structures proches de la surface du corps (*ex.* : la peau est superficielle par rapport aux muscles). À l'inverse, le terme **profond** désigne les structures éloignées de la surface : on qualifie parfois certains muscles de « profonds ». La translation de chaque plan par rapport à son axe respectif permet un parcours du corps par couches successives : de la plus superficielle à la plus profonde.

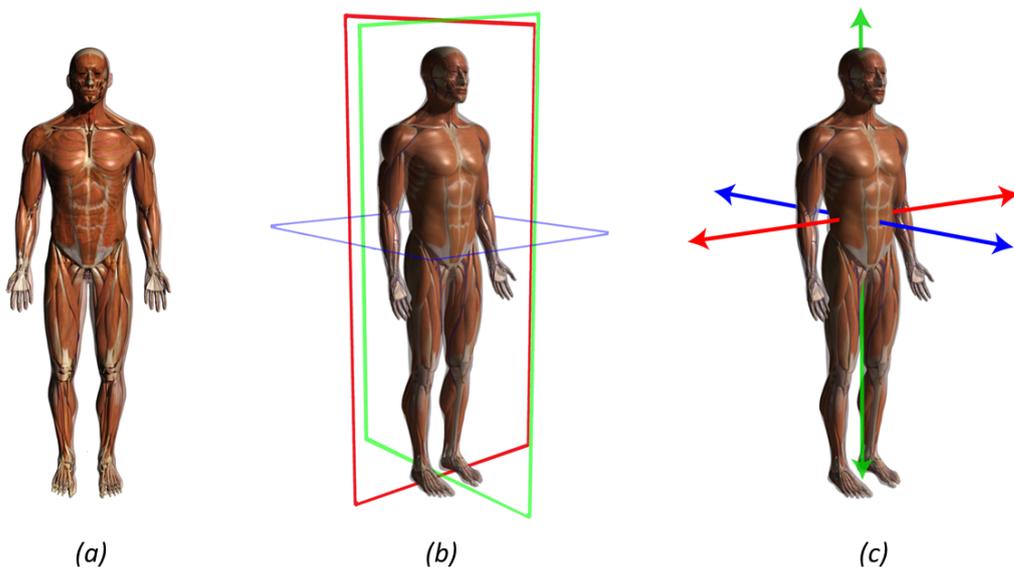


FIGURE 3.2 – (a) *Posture anatomique de référence.* (b) *Trois plans de coupe anatomique : le plan sagittal (en vert), le plan frontal (en rouge) et le plan transversal (en bleu).* (c) *Trois axes principaux du corps humain : l'axe transversal (en rouge), l'axe sagittal (en bleu) et l'axe vertical (en vert).*

Pour une description plus spécifique, le corps humain peut être décomposé en un ensemble de segments : tête, cou, tronc, les membres supérieurs (bras, avant-bras, et mains), et les membres inférieurs (cuisses, jambes et pieds). Ces segments sont assemblés les uns aux autres par les articulations principales du corps humain. On peut ensuite affiner la description avec les termes de directions et orientations suivants : antérieur et postérieur, inférieur et supérieur, médial et latéral, ou encore proximal et distal.

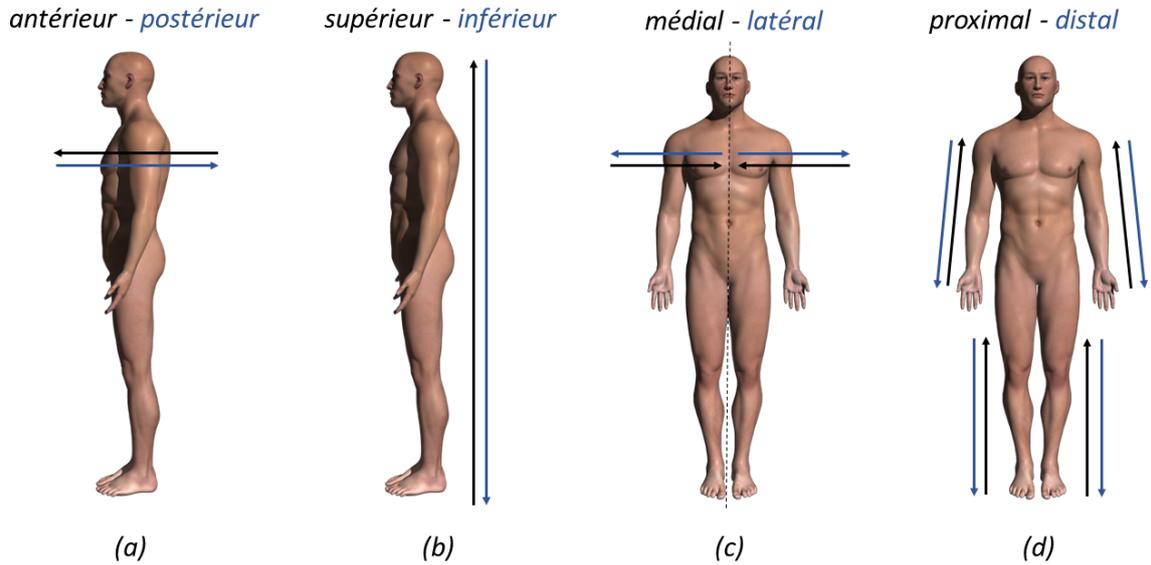


FIGURE 3.3 – *Principales directions anatomiques. (a) Antérieur et postérieur. (b) Inférieur et supérieur. (c) Médical et latéral. (d) Proximal et distal.*

- On considère comme **antérieure** (figure 3.3.a) :
 1. toute structure située sur la partie avant du corps par rapport au plan frontal (*ex.* : les pectoraux se situent sur la face antérieure du corps humain).
 2. toute structure se trouvant devant une autre par rapport à l'axe sagittal (*ex.* : les yeux sont antérieurs au cerveau).
- On considère comme **postérieure** (figure 3.3.a) :
 1. toute structure située dans la partie arrière du corps par rapport au plan frontal (*ex.* : les omoplates se situent sur la face postérieure du corps humain).
 2. toute structure se trouvant derrière une autre par rapport à l'axe sagittal (*ex.* : le cerveau est postérieur aux yeux).
- On considère comme **supérieure** (figure 3.3.b) :
 1. toute structure située dans la partie haute du corps par rapport au plan transversal (*ex.* : la tête est supérieure aux pieds).
 2. toute structure se trouvant au dessus d'une autre par rapport à l'axe vertical (*ex.* : la poitrine est supérieure à l'abdomen).
- On considère comme **inférieure** (figure 3.3.b) :
 1. toute structure située dans la partie basse du corps par rapport au plan transversal (*ex.* : les pieds sont inférieurs à la tête).

2. toute structure se trouvant en dessous d'une autre par rapport à l'axe vertical (*ex.* : les jambes sont inférieures aux cuisses).
- On considère comme **médiale** (figure 3.3.c) :
 1. toute structure située proche de l'axe vertical du corps (*ex.* : les yeux sont médiaux par rapport aux oreilles).
 - On considère comme **latérale** (figure 3.3.c) :
 1. toute structure éloignée de l'axe vertical du corps (*ex.* : les yeux sont latéraux par rapport au nez).
 - On considère comme **proximale** (figure 3.3.d) :
 1. toute structure située proche du centre de gravité du corps par rapport à une autre (*ex.* : le coude est proximal par rapport au poignet).
 - On considère comme **distale** (figure 3.3.d) :
 1. toute structure éloignée du centre de gravité du corps par rapport à une autre (*ex.* : les chevilles sont distales par rapport aux genoux).

3.1.2 Structures anatomiques

Le corps humain est composé d'un ensemble de structures anatomiques, chacune ayant une fonction qui lui est propre. Par exemple, le système cardiovasculaire est un système circulatoire en circuit fermé qui assure le transport du sang du cœur vers les extrémités et divers organes. Le système respiratoire quant à lui permet l'échange de gaz entre le corps et l'environnement, élément vital pour la respiration des cellules. Le système nerveux permet une communication rapide entre les différentes parties du corps par transmission d'un signal électrique.

Nos travaux portent sur l'anatomie en mouvement. Ils concernent donc en premier lieu le système musculo-squelettique, aussi appelé appareil locomoteur. Celui-ci est composé du système squelettique, du système articulaire et du système musculaire (figure 3.4).

Le système squelettique (figure 3.4.a)

Le squelette est une structure à la fois mobile et solide qui soutient le corps et protège les organes internes tout en permettant son mouvement. À l'âge adulte, le squelette est composé de 206 os en moyenne, dont un grand nombre constituent les mains et les pieds. Chaque os a une forme qui lui est propre et qui a été affinée au cours des âges, de par sa fonction et son emplacement dans le corps. D'après la classification des os, il existe quatre grands types d'os définis en fonction de leur forme :

- les os **courts** présentent trois dimensions sensiblement égales (*ex.* : les os du carpe constituant le poignet).
- les os **plats** présentent deux dimensions prédominant la troisième (*ex.* : l'omoplate).
- les os **longs** présentent une dimension prédominante par rapport aux deux autres (*ex.* : le fémur).
- les os **irréguliers** ou **intermédiaires** sont tous les os qui n'appartiennent à aucun autre type d'os, par exemple la mandibule ou encore les vertèbres.

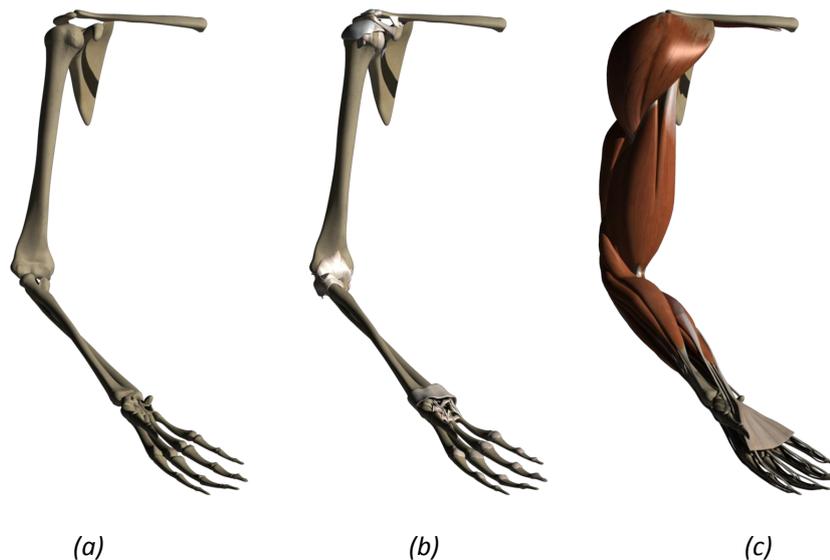


FIGURE 3.4 – *Appareil locomoteur ou système musculo-squelettique. (a) Système squelettique. (b) Système artulaire. (c) Système musculaire.*

Le système artulaire (figure 3.4.b)

Les zones de contact entre deux os, ou un os et un cartilage, sont appelées articulations. Le corps humain compte environ 360 articulations : 86 pour le crâne, 6 pour le larynx, 66 pour la cage thoracique, 76 pour la colonne vertébrale et le pelvis, 64 pour les membres supérieurs et 62 pour les membres inférieurs. Nous nous intéressons ici uniquement aux articulations entre deux os. Ces articulations sont plus ou moins mobiles en fonction de leur constitution, de leur forme et des structures anatomiques environnantes. Les articulations sont composées d'os et de tissus connectifs qui permettent la stabilisation de l'articulation et modèrent passivement les forces transmises d'une structure à l'autre.

Il existe cinq formes d'articulations dans le corps humain :

- **l'articulation en charnière** (1 degré de liberté) permet des mouvements selon un axe unique (*ex.* : articulation du coude).
- **l'articulation en pivot** (1 degré de liberté) permet la rotation autour d'un axe longitudinal (*ex.* : articulation entre le tibia et le péroné ou encore articulation du cou).
- **l'articulation sphérique** (3 degrés de liberté) autorise des mouvements sur trois axes (*ex.* : articulation de l'épaule).
- **l'articulation ellipsoïdale** (2 degrés de liberté) permet des mouvements selon deux axes et une inclinaison latérale (*ex.* : articulation du poignet).
- **l'articulation en selle** (2 degrés de liberté) est proche de l'articulation ellipsoïdale, mais permet de plus grandes amplitudes dans le mouvement (*ex.* : articulation du pouce).

Le système musculaire (figure 3.4.c)

Le muscle, ou tissu musculaire, est un tissu actif permettant, via sa contraction, le mouvement ainsi que le maintien de la posture. En fonction de leur physiologie, on distingue trois grands groupes de muscles :

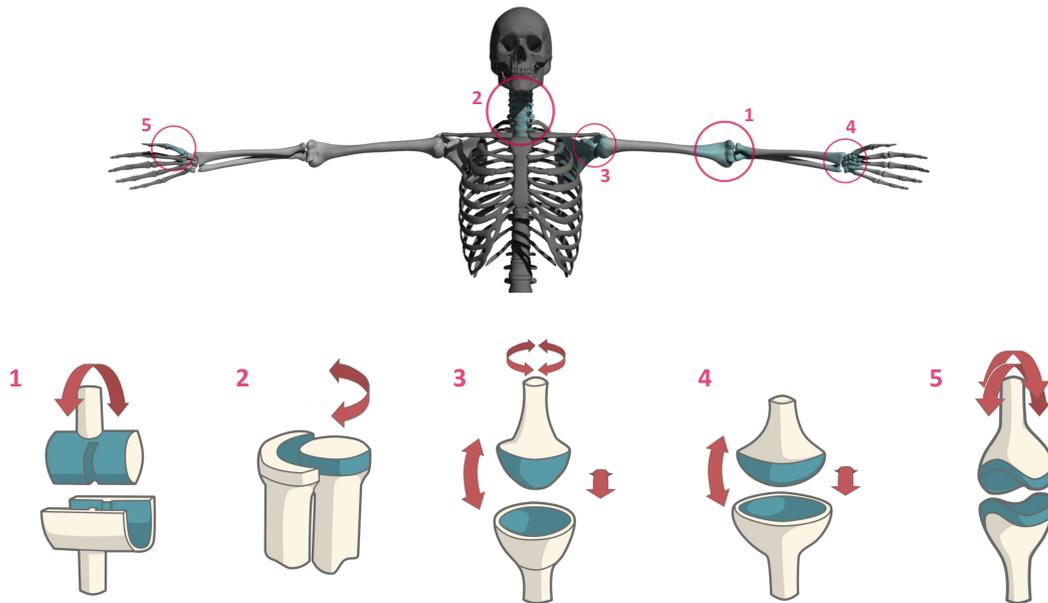


FIGURE 3.5 – Les différents types d'articulation du corps : 1. articulation en charnière, 2. articulation en pivot, 3. articulation sphérique, 4. articulation éllipsoïdale, 5. articulation en selle.
© <http://www.sci-sport.com/>.

1. Les **muscles squelettiques** permettent la motricité
2. Les **muscles lisses** recouvrent généralement les organes (*ex.* : l'estomac est recouvert de deux couches de muscles lisses)
3. Le **muscle cardiaque**, ou cœur est un cas particulier.

Le système musculaire - composé d'environ 600 muscles constants - est l'ensemble des muscles squelettiques. Pour la suite de ce document, nous désignerons par "muscle" les muscles squelettiques, les autres n'étant actuellement pas utilisés pour nos travaux.

Un muscle squelettique est divisé en trois parties : le tendon d'origine attaché à l'os "fixe", le ventre composé de fibres musculaires et le tendon d'insertion attaché à l'os "mobile". À la surface des os, on distingue des reliefs qui vont permettre l'insertion musculaire.

3.1.3 Terminologie du mouvement

Comme expliqué dans la *section 2.5*, il existe deux types de corps : les corps articulés et les corps déformables. Dans la suite de ce manuscrit, nous nous intéresserons tout particulièrement aux corps en mouvement. Dans la partie sur le système articulaire de la *section 3.1.2*, nous avons parlé des différents types d'articulations du corps humain. Une terminologie spécifique a été mise en place pour décrire les mouvements de ces articulations, les figures 3.6 et 3.7 illustrent l'ensemble de ces mouvements.

La flexion permet de fléchir un segment du corps sur un autre grâce à la diminution de l'angle au niveau de l'articulation entre ces deux segments. Nous prendrons l'exemple de la flexion du genou qui consiste à diminuer l'angle entre la cuisse et la jambe (voir figure 3.6.1).

L'extension permet à deux segments consécutifs d'être placés dans le prolongement l'un de l'autre par l'augmentation de l'angle au niveau de l'articulation. Nous prendrons l'exemple

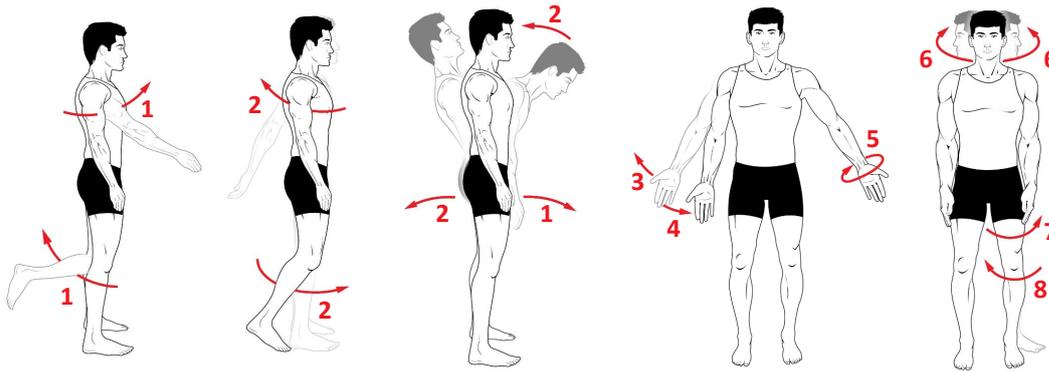


FIGURE 3.6 – Les différents types de mouvements : 1. Flexion, 2. Extension, 3. Abduction, 4. Adduction, 5. Circumduction, 6. Rotation, 7. Rotation externe, 8. Rotation interne. <http://cnx.org>

de l'extension du coude qui consiste à augmenter l'angle entre le bras et l'avant-bras, ce qui a pour effet d'aligner l'ulna et l'humérus (voir figure 3.6.2).

En fonction de l'articulation, il est possible que les termes soient remplacés : on prendra l'exemple de la flexion et de l'extension de l'épaule que l'on nommera respectivement antépulsion [30, 102] et répulsion.

En observant le corps dans le plan frontal, on désigne par **abduction**, le mouvement de rotation latérale lorsque les segments s'éloignent de l'axe vertical. Nous prendrons l'exemple de l'abduction du bras, voir figure 3.6.3.

À l'inverse, l'**adduction** correspond au mouvement de rotation latérale qui permet le rapprochement des segments vers l'axe vertical. Nous prendrons l'exemple de l'adduction du bras, voir figure 3.6.4.

La **circumduction** est le mouvement qui permet à l'extrémité distale d'une partie de décrire un cercle, elle combine flexion/extension ainsi qu'abduction/adduction de l'articulation. Les articulations permettant la circumduction sont de type sphérique comme l'articulation de l'épaule ou celle de la hanche (figure 3.6.5).

On parle de rotation d'un segment anatomique lorsque celui-ci tourne autour de son axe vertical. Cet axe vertical traverse le segment de part et d'autre pour relier les deux extrémités du segment (cet axe relie souvent deux articulations ensemble).

La **rotation externe ou latérale** désigne la rotation lors de laquelle l'os s'éloigne de la ligne médiane du corps. Nous prendrons l'exemple de la rotation externe de la hanche (voir figure 3.6.7). À l'inverse, la **rotation interne ou médiale** désigne la rotation lors de laquelle l'os se rapproche de la ligne médiane du corps. Nous prendrons l'exemple de la rotation interne de la hanche (voir figure 3.6.8).

Dans le cas de l'articulation de la cheville, le terme **éversion** est utilisé pour parler de la rotation externe et le terme **inversion** est utilisé pour désigner la rotation interne (voir figure 3.7.1 et figure 3.7.2).

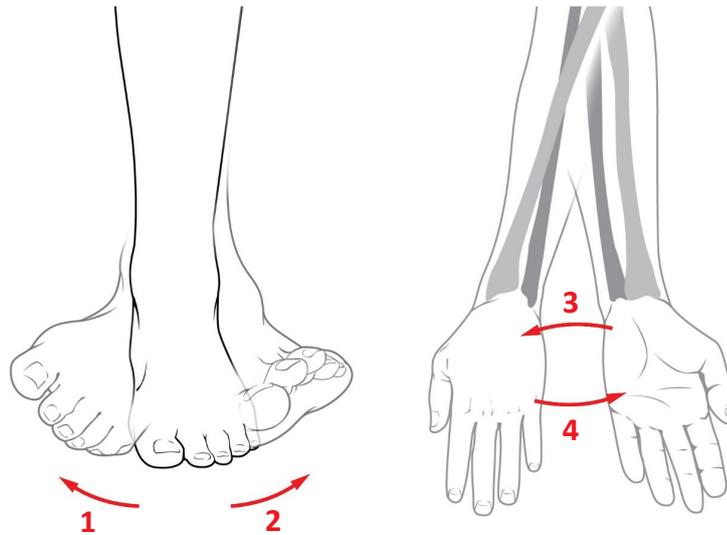


FIGURE 3.7 – Les différents types de mouvements : 1. Inversion, 2. Éversion, 3. Pronation, 4. Supination. <http://cnx.org>

Le terme **pronosupination** désigne le mouvement de rotation d'un segment du corps par rapport à un autre. Pour l'avant-bras, on parle de **pronation** lorsque l'on effectue une rotation interne et de **supination** lorsque l'on effectue une rotation externe.

L'exemple classique est celui de l'avant-bras. Le mouvement relatif entre le radius et l'ulna permet pronation et supination de la main (voir figure 3.7.3 et figure 3.7.4). En pronation, la paume de la main est tournée vers le bas. En supination, la paume de la main est tournée vers le haut.

Notons également que dans le cas du pied le terme supination se réfère à la **dorsiflexion** et le terme pronation se réfère à la **flexion plantaire**.

3.2 REPRÉSENTATION ANATOMIQUE

3.2.1 Types de données et niveau de détail

Dans la [section 2.2](#), nous avons discuté des différents types de support pour les connaissances anatomiques. Nous avons pu voir que le type des données présenté est dépendant des connaissances que l'on souhaite communiquer.

Pour définir le format optimal des données anatomiques, nous avons déterminé deux points critiques : la posture et l'orientation du corps en fonction du point de vue de l'observateur ainsi que la posture et l'orientation des segments composant le corps en fonction de la posture de référence décrite dans la [section 3.1.1](#).

Dans le cas d'un affichage anatomique statique, une maquette de référence 2D est envisageable. Pour limiter la complexité, il suffira de limiter le nombre de postures et d'orientations du corps et de ces segments. Dans le cas de nos travaux, nous souhaitons proposer à l'utilisateur une visualisation anatomique en mouvement qui est amenée à changer de posture et d'orientation autant que le corps le permet. Nous avons donc opté pour une maquette anatomique de

référence en 3D.

En fonction de l'utilisation que l'on souhaite en faire, il est possible de représenter l'anatomie selon différents critères d'abstraction du point de vue de la forme et du rendu des géométries.

Ceux-ci peuvent être défini en considérant les critères de qualité suivants :

- **l'exactitude dans la forme** fait référence à la façon de représenter un objet permettant ainsi à d'autres de pouvoir le reconnaître et l'identifier. Le niveau d'exactitude peut être plus important dans certaines zones d'intérêt (*ex.* : autour des articulations). Par rapport à la forme, nous pouvons noter quelques éléments importants : courbures aux limites, volumes, trous, pointes et points de contact entre objets. L'exactitude dans la forme peut impacter les critères suivants : niveau de détail, résolution géométrique et complexité topologique.
- **le niveau de détail** est plus ou moins important en fonction de l'application que l'on souhaite en faire. Par exemple, si on souhaite montrer le squelette complet, il n'est pas nécessaire de visualiser les pores osseux. Cependant, dans le cas d'un gros plan, ces détails peuvent être intéressants. Dans certaines applications, il peut être nécessaire de changer le niveau de détail en fonction de la proximité d'un objet. Le niveau de détail peut impacter les critères : résolution géométrique et complexité topologique.
- **résolution géométrique et complexité topologique** : à haute résolution, le maillage est volumineux. Il sera difficile à utiliser pour des applications temps-réel. Par contre, une telle résolution nous permet d'avoir de la finesse dans le maillage et ainsi obtenir des détails intéressants. La résolution géométrique et la complexité topologique impactent les critères : exactitude dans la forme et niveau de détail. La complexité topologique, quant à elle, se réfère à la consistance de la géométrie d'un objet : présence ou non de bosses ou trous dans la géométrie qui ne devraient pas exister (d'artefacts).
- **réalisme et contexte visuel** font référence à l'objet par rapport à ceux qui l'entourent et au rendu de celui-ci. Nous avons par exemple les critères de mise à l'échelle ou de placement dans l'espace par rapport au contexte (*ex.* : attache avec d'autres objets au niveau des articulations). Le rendu peut différer en fonction de l'application à laquelle l'objet est destiné. Par exemple : on utilisera une représentation schématique pour expliquer un mécanisme, on mettra en avant certains objets en les colorant de façon non-réaliste pour représenter une notion pédagogique, et, on utilisera un objet texturé avec une gestion des ombres pour faire une sortie photo-réaliste, *etc.*

Chaque représentation est adaptée à la visualisation ou l'apprentissage de notions différentes. La représentation choisie est donc fonction des informations que l'on souhaite transmettre. On peut voir ceci avec la figure 3.8 qui présente différents niveaux d'abstraction pour le système squelettique. La représentation schématique proposée en figure 3.8.a par [30, 193], permet la visualisation globale des formes et de leur orientation, et ainsi offre une meilleure appréhension des volumes. La visualisation réaliste simplifiée proposée en figure 3.8.b est celle que nous avons décidé d'adopter. Elle montre suffisamment de détails pour comprendre pointes, trous ou encore bosses des maillages. Elle reste suffisamment simple pour être facilement manipulable tout en restant suffisamment précise pour l'étude des formes des structures anatomiques et de la morphologie.

La figure 3.8.c propose un rendu photo-réaliste. On peut voir sur ce rendu le côté rugueux de l'os dû aux pores osseux, ses aspérités.

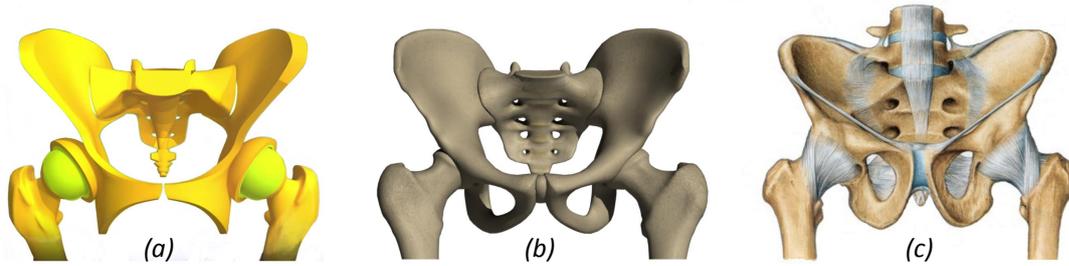


FIGURE 3.8 – Différents critères d’abstraction pour le système squelettique. (a) Visualisation des volumes, par le mooc FOVEA [30]. (b) Notre maquette générique. (c) Schéma descriptif des tissus connectifs du bassin <http://www.corpshumain.ca/>.

Penchons-nous sur les différents niveaux d’abstraction possibles pour le système musculaire (voir figure 3.9). La représentation des muscles par lignes d’action (muscles 1D) (présentée en figure 3.9.a) permet une visualisation des muscles superficiels et des muscles profonds ainsi que de leurs zones d’insertions sur le squelette. Les muscles simplifiés proposés par Maya Muscle [13, 26] (voir figure 3.9.b) permettant la visualisation des volumes musculaires sont utilisés pour recréer les déformations musculaires et les appliquer à l’enveloppe de peau superficielle. Les figure 3.9.c et figure 3.9.d, donnent une visualisation un peu plus réaliste en mettant en avant les fibres musculaires ou encore en permettant la visualisation des différentes parties de muscle (tendons et ventre du muscle). Nous avons choisi, comme pour le système squelettique, de présenter les muscles dans leur forme réaliste, mais avec une topologie simple (géométrie lisse) pour gagner en vitesse d’affichage.

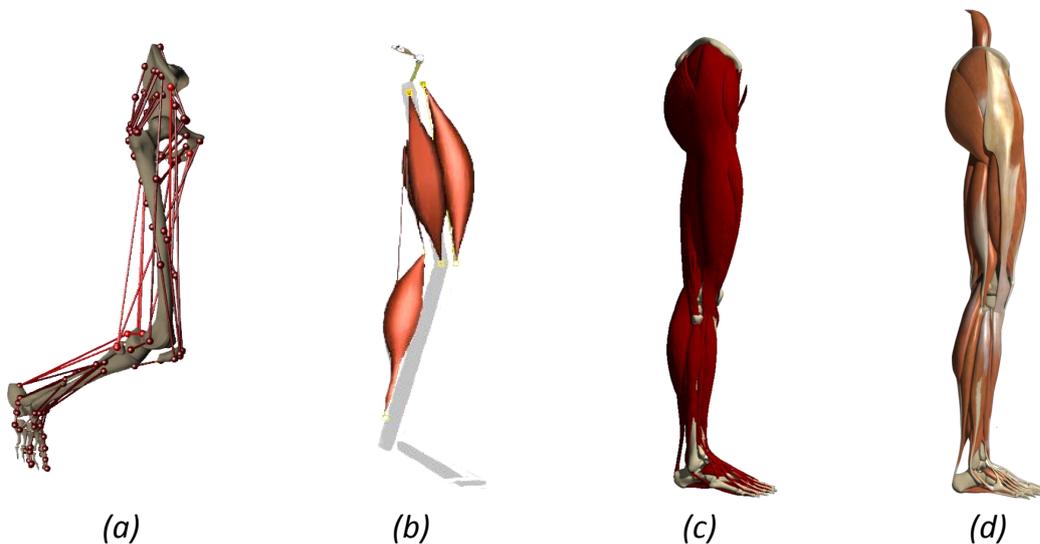


FIGURE 3.9 – Différents critères d’abstraction pour le système musculaire. (a) Représentation des muscles par lignes d’action, notre maquette générique. (b) Muscles Maya, par l’artiste Jonathan Chien sur Behance. (c) Notre maquette générique. (d) Maquette Zygote [25] texturée.

3.2.2 Notre maquette anatomique de référence

Obtenir une maquette anatomique complète de référence est une tâche difficile. Nous avons évoqué en *section 2.4* un ensemble de maquettes existantes. Pour notre maquette, nous avons opté pour l'utilisation du Zygote [25], une maquette de référence complète modélisée par des artistes.

Elle est composée d'un modèle de sexe masculin et d'un modèle de sexe féminin. Du point de vue anatomique, il existe un ensemble de différences entre homme et femme, notamment des différences au niveau des structures anatomiques, qui influent les proportions globales des parties du corps. On prendra par exemple l'os du bassin plus large chez la femme pour permettre l'enfantement, ou encore la proportion grasseuse plus importante chez les femmes. Pour simplifier notre travail, nous avons décidé de faire abstraction de ceci, dans un premier temps, en partant d'une maquette anatomique unisexe. Notre maquette anatomique est composée du système musculo-squelettique, des organes, du système cardiovasculaire et de la peau (voir figure 3.10).

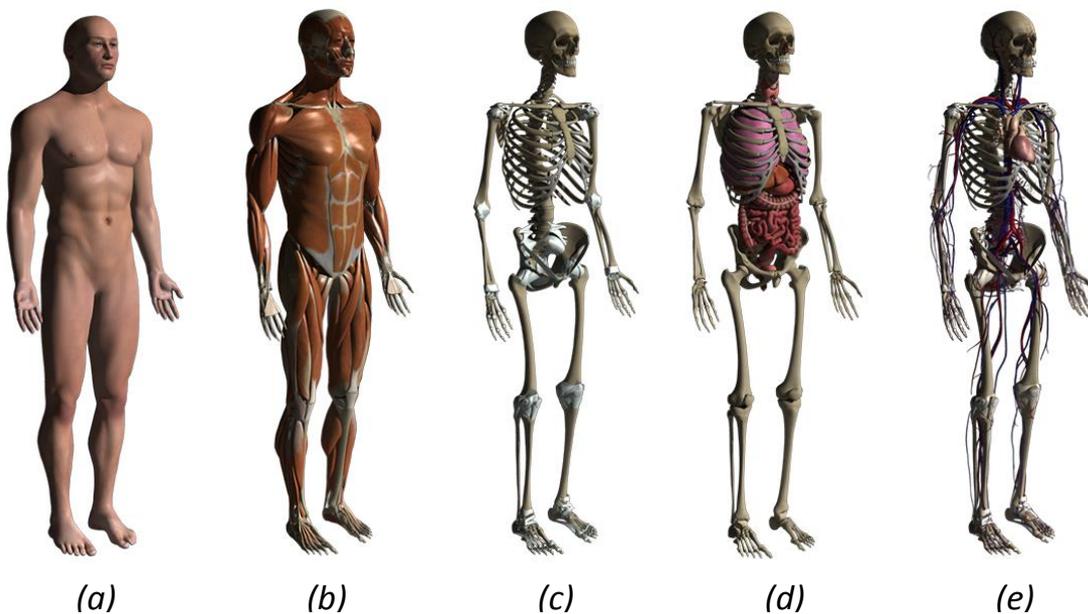


FIGURE 3.10 – Différentes couches anatomiques de notre maquette de référence. (a) Peau. (b) Système musculaire. (c) Système squelettique et articulaires. (d) Organes. (e) Système cardiovasculaire.

Comme mentionné en *section 3.1.2*, nous nous intéressons tout particulièrement au système musculo-squelettique. Aussi, nous avons choisi de faire valider notre maquette par un expert médical. Pour rendre notre maquette de référence anatomiquement correcte nous avons dû effectuer des corrections au niveau de l'orientation des pieds (pieds en légère éversion) et au niveau de la colonne vertébrale (colonne présentant une scoliose légère). Pour effectuer les corrections, nous nous sommes basés sur des ouvrages anatomiques, comme l'atlas d'anatomie humaine illustré par Frank Netter [163].

Parmi les critères de qualité évoqués dans la *section 3.2.1*, nous avons choisi de diminuer la résolution géométrique pour obtenir des maillages plus légers et donc plus faciles à utiliser. Ceci permet une visualisation temps-réel des couches anatomiques corps complet, la *section 6.2.1* donne plus de détails à ce sujet.

	nombre de points		nombre de faces	
	Zygote	notre maquette	Zygote	notre maquette
maquette complète	1 422 207	69 355	2 804 851	134 690
système musculaire	326 970	26 590	635 898	50 506
système squelettique	326 012	22 621	650 776	44 692
système connectif	164 860	14 987	319 838	29 079
organes	123 273	20 144	245 616	39 492
système cardiovasculaire	459 047	229 524	910 693	455 343

TABLE 3.1 – *Complexité géométrique de notre maquette par rapport au Zygote.*

Le tableau [tableau 3.1](#) donne quelques chiffres pour connaître l'ordre de grandeur des maillages constituant les couches anatomiques. On peut voir que la diminution de la résolution des maillages nous permet de diviser par 20 environ, le nombre de points et de triangles pour la maquette complète : soit par 12 le système musculaire, par 14 le système squelettique, par 11 le système connectif, par 6 les organes et par 2 le système cardiovasculaire. Ces ordres de grandeur sont dépendants de la complexité topologique : nous avons choisi de diminuer la résolution géométrique tant que les modifications dans la complexité topologique n'étaient pas visibles à l'œil nu. La topologie du système cardiovasculaire étant très complexe, cela explique la simplification minimaliste apportée à sa résolution géométrique.

Pour pouvoir naviguer dans les informations 3D de notre maquette de référence, à chaque maillage est associé le nom de la structure anatomique qu'il représente (*ex.* : nom du muscle, nom du groupe de muscles, *etc.*). Notre maquette de référence est alors associée à un atlas anatomique interactif apportant les connaissances nécessaires à sa manipulation et son organisation (voir *section 3.2.3*). Par exemple le type de l'entité anatomique (*ex.* : structure osseuse, structure musculaire, *etc.*), ou encore, pour les muscles, les zones d'insertion musculaires.

Pour simplifier notre noyau opérationnel du LBA, nous avons choisi de traiter le corps humain dans son ensemble avec les membres inférieurs comme zone d'intérêt particulier. Comme nous souhaitons tout particulièrement étudier le corps en mouvement, nous avons choisi d'ajouter plus de raffinement à notre système quant à l'activité musculaire du membre inférieur (voir *section 3.2.4*).

3.2.3 Structure et formalisation de nos connaissances anatomiques symboliques

Pour étudier l'anatomie, il nous faut connaître le nom et l'emplacement des structures. Nous avons également besoin de pouvoir sélectionner les structures en fonction de leur intérêt - en fonction des connaissances que nous souhaitons acquérir.

Comme vu dans la *section 2.2* de l'état de l'art, il est habituel de ranger les connaissances anatomiques - qui sont vastes - sous forme d'un atlas anatomique. Nous avons également vu l'intérêt des atlas interactifs.

Nous présentons l'ontologie My Corporis Fabrica (ou MyCF) [169, 168], une base de données anatomiques qui nous permet d'organiser et de raisonner facilement sur les connaissances,

tout en contrôlant la cohérence des informations.

L'**ontologie** est la formalisation des connaissances d'un domaine. Elle contient l'ensemble des termes décrivant complètement un domaine, reliés entre eux par des relations hiérarchiques et sémantiques.

MyCF est composée d'entités anatomiques (*ex.* : fémur, foie) organisées selon une ontologie dérivée du standard de facto FMA (*Model of Anatomy ontology*) [179].

L'ontologie MyCF complète FMA en incluant l'anatomie fonctionnelle (*ex.* : flexion du genou, digestion, *etc.*) et en permettant d'intégrer des connaissances anatomiques, des données géométriques et des paramètres biomécaniques de façon cohérente.

Les données mécaniques pourront être utilisées pour associer des modèles mécaniques aux entités sélectionnées afin d'être exportés directement vers un simulateur.

Les relations *entité/entité* ou *entité/fonction physiologique* sont exploitées pour récupérer toutes les entités anatomiques selon leur type et leur rôle dans une fonction physiologique. Par exemple, le fémur *participe* à la flexion du genou. Nous pouvons également prendre pour requête « quels sont les os sur lesquels s'insère le muscle Sartorius ? », voir figure 3.11.

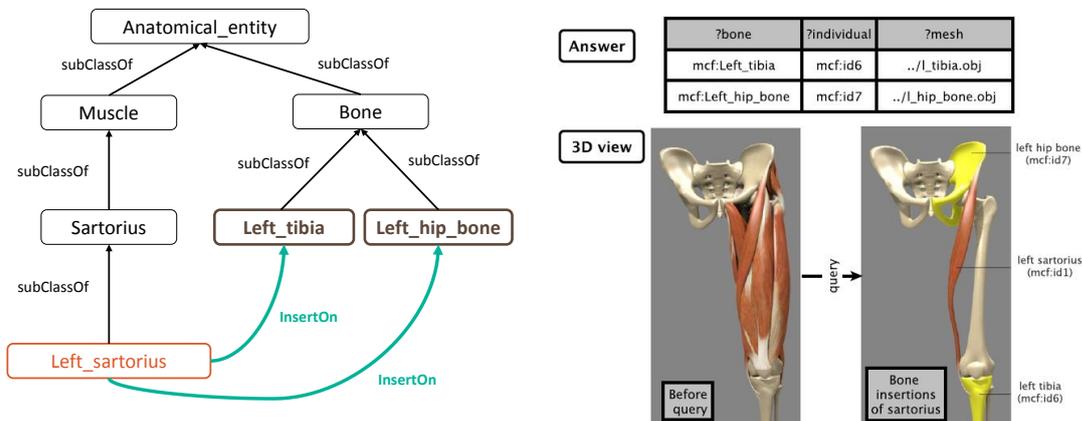


FIGURE 3.11 – *Requête SPARQL dans My Corporis Fabrica : « quels sont les os sur lesquels s'insère le muscle Sartorius ? »*

L'ontologie est exprimée en web sémantique avec le langage RDF. L'outil web associé MyCFweb [29], permet à l'utilisateur de créer des requêtes SPARQL complexes et facilement extensibles. En naviguant dans l'ontologie, on peut explorer graphiquement et sémantiquement l'anatomie humaine, et fournir un complément de qualité aux outils traditionnels pour l'apprentissage de l'anatomie (figure 3.12).

Une fonctionnalité unique proposée par MyCFweb est l'aide à la composition de sélections basées sur les fonctions anatomiques. L'utilisateur sélectionne les entités retournées par une requête et le viewer permet la visualisation des entités en 3D. Des sélections prédéfinies comme la tête, le bras droit ou encore le torse, en incluant les muscles, organes et os associés sont proposées.

La personnalisation géométrique est également possible via la sélection d'entités anatomiques et leur instanciation à une maquette anatomique donnée. La figure 3.13 nous donne

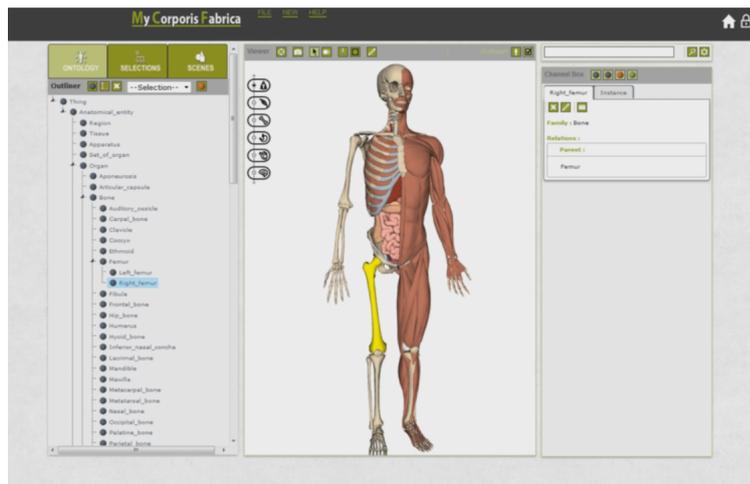


FIGURE 3.12 – Interface de l’outil My Corporis Fabrica web.

pour exemple la sélection des membres inférieurs via MyCFweb instanciée pour différentes anatomies.

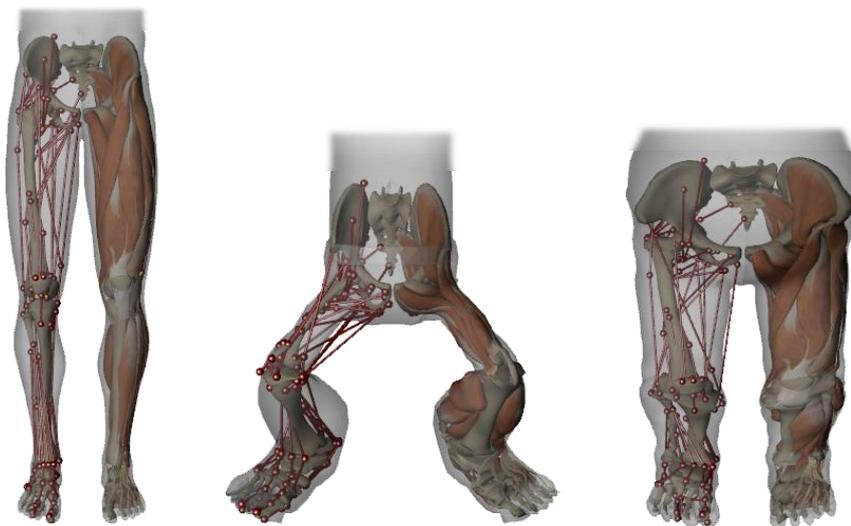


FIGURE 3.13 – Instanciation d’une sélection dans MyCFweb : entités anatomiques des membres inférieurs instanciées pour différentes anatomies.

L’atlas anatomique que nous présentons utilise des techniques de web sémantique pour organiser et relier les connaissances entre elles. Premier outil d’aide à la modélisation et la simulation de structures anatomiques telles que les os, les muscles ou encore les organes ; il permet à des non-experts de manipuler des données anatomiques via une interface web simple et ergonomique.

Ce travail a été développé en amont de ce doctorat puis a été valorisé pendant le doctorat sous forme d’un talk à "Siggraph 2014" [67]. À terme, les leçons d’anatomie du LBA exploiteront MyCF pour naviguer dans la connaissance anatomique et interagir avec l’apprenant.

3.2.4 Visualisation de l'activité musculaire

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe sur le système musculaire de la *section 3.1.2*, les muscles squelettiques se contractent pour permettre le mouvement. C'est un phénomène que l'on souhaite pouvoir étudier en fonction des groupes de muscles et à travers la visualisation de l'activité musculaire. Nous visualiserons également les notions de muscles agonistes et antagonistes liées directement au type de mouvement étudié.

Un muscle est considéré **agoniste** lorsqu'il produit le mouvement (*ex.* : dans le cas d'une flexion du coude, le biceps est fléchisseur, soit agoniste), considéré par opposition au muscle **antagoniste** qui lui permet la stabilisation du mouvement (*ex.* : dans le cas d'une flexion du coude, le triceps est extenseur, soit antagoniste).

Il existe plusieurs techniques pour récupérer l'activité musculaire comme la dynamique inverse [81, 185] ou encore l'utilisation de la synergie musculaire [180]. Ces systèmes permettent de visualiser l'activité musculaire, et aussi d'animer un modèle souvent biomécanique. Le verrou scientifique de ces techniques est lié à la redondance musculo-squelettique du corps humain qui fait que pour une tâche observée, il existe une infinité de coordinations musculaires possible permettant de la réaliser.

Pour résoudre le problème de redondance, nous utilisons des mesures expérimentales pour nourrir un modèle des membres inférieurs basé sur des connaissances anatomiques et fonctionnelles, pour calculer l'activité musculaire avec co-contraction des muscles agonistes et antagonistes. D'autres comme Sifakis et collègues [186] utilisent de la capture de mouvements avec marqueurs (ici capture faciale) pour déterminer l'activation des muscles sous-cutanés.

Nous avons créé une base de données associant à chaque angle un pourcentage d'activation pour chaque muscle étudié pour un type de mouvement donné. Ces données expérimentales ont été acquises au Gipsa-Lab³, dans l'équipe SAIGA⁴ par Florent Paquet et Violaine Cahouet.

Pour limiter le temps nécessaire à l'acquisition de données, nous nous sommes intéressés uniquement aux membres inférieurs et au mouvement de flexion/extension du genou. Ce mouvement a été choisi comme cas d'étude car il est fréquemment utilisé : on retrouve ce mouvement dans le cycle de marche par exemple.

Ce mouvement peut être obtenu de plusieurs façons : soit pendant un mouvement squat (figure 3.14.b) soit pendant un mouvement non chargé (mouvement de flexion/extension sans contact du pied avec le sol) (figure 3.14.a). Nous avons choisi d'étudier ces deux mouvements car il existe des différences notables dans l'activité musculaire. De même l'activation musculaire diffère en fonction de la vitesse d'exécution du mouvement.

Pour la construction de la base de données, l'acquisition des données expérimentales a été faite sur un seul individu : homme de 48ans, 1.86m et 77kg (voir figure A.1 en *annexe A*). En partant du principe que l'activité musculaire sur les deux jambes devrait être similaire, l'acquisition d'activité musculaire a été faite uniquement sur le genou droit.

Expérience et traitement des données

Lors d'un mouvement de flexion/extension le niveau d'activation d'un ensemble de muscles change. Nous étudions un groupe de 10 muscles principaux pour le couple du genou : *Vastus*

3. Gipsa-Lab : Laboratoire Grenoble Images Parole Signal Automatique. <http://www.gipsa-lab.grenoble-inp.fr/>

4. équipe SAIGA : Signal et Automatique pour la surveillance, le diagnostic et la biomécanique

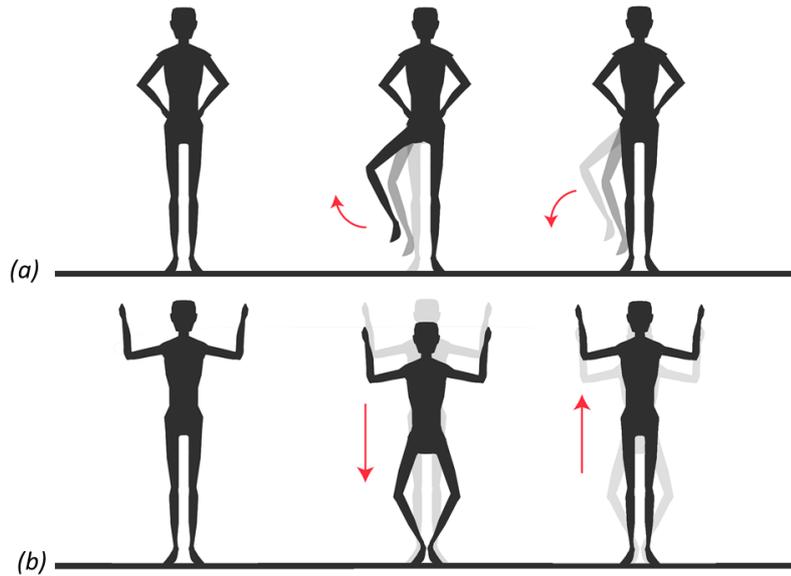


FIGURE 3.14 – (a) Mouvement de flexion/extension, jambe libre. (b) Mouvement de squat.

Medialis, Vastus Lateralis, Rectus Femoris, Tensor Fasciae Latae, Sartorius, Gracilis, Biceps Femoris, Semi Tendinosus, Gastrocnemius Medial et Gastrocnemius Lateral. L'activation des muscles profonds (*Biceps femoris short head, semimembranosus, vastus intermedius*) est estimée en utilisant les muscles voisins aux actions similaires.

L'image figure 3.15 présente en rouge les 10 muscles principaux étudiés et en jaune les muscles profonds dont l'activation musculaire est induite.

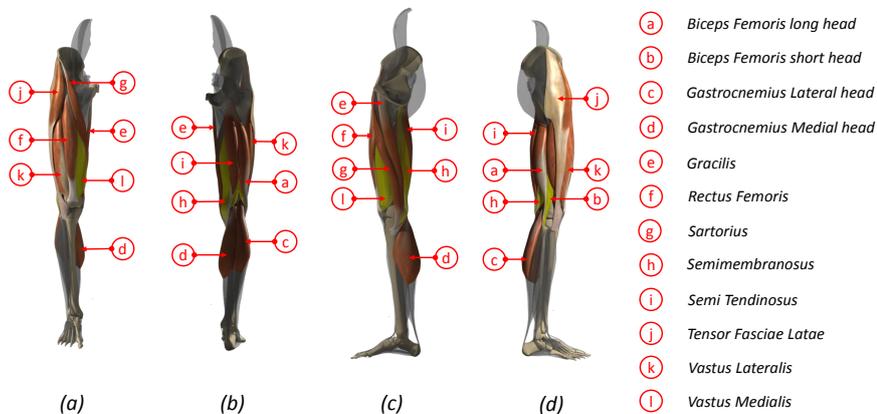


FIGURE 3.15 – Muscles étudiés. (a) Visualisation de la face antérieure du corps sur le plan frontal. (b) Visualisation de la face postérieure sur le plan frontal. (c) Visualisation intérieure sur le plan sagittal. (d) Visualisation extérieure sur le plan sagittal.

Les données d'activation sont dépendantes des angles articulaires ainsi que de la vitesse d'exécution du mouvement, c'est pourquoi les deux cycles de mouvements étudiés (voir figure 3.14) sont effectués à trois vitesses différentes : lent, médium et rapide. Pour obtenir des valeurs expérimentales robustes, le sujet effectue 6 cycles dans chacune des conditions.

À chaque pas de temps, la vitesse angulaire est calculée pour garder la notion de vitesse de mouvement. Un filtre de Butterworth (4^{ème} ordre, bande passante 20-45Hz) est appliqué aux données expérimentales pour enlever les artefacts dûs au mouvement. Les données cinématiques sont alors moyennées pour obtenir des données robustes pour chaque condition. La figure 3.16 donne à titre indicatif les courbes d'activation musculaire pendant un cycle moyen.

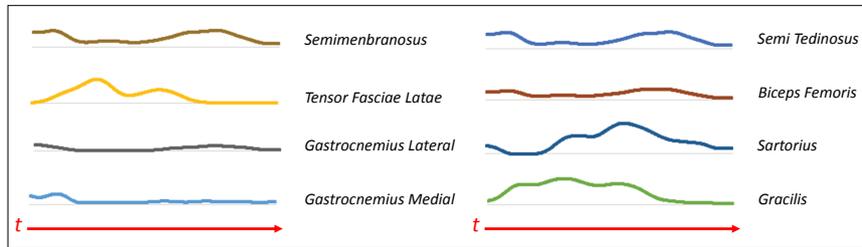


FIGURE 3.16 – *Fluctuation de l'activité musculaire de quelques muscles pendant un cycle moyen de flexion/extension.*

Conclusion

De plus amples informations concernant la capture de l'activité musculaire faite au Gipsa-Lab par Florent Palet et Violaine Cahouet sont disponibles en *annexe A*. L'hypothèse derrière la création de cette base de données est qu'il existe un pattern d'activation moyen commun à tous les utilisateurs pour un type de mouvement bien défini. Cela reste évidemment à vérifier pour connaître le degré de dépendance des données en fonction de différents facteurs comme l'âge, le sexe, ou encore la condition physique de l'individu.

Cette base de données a été utilisée dans le cadre de l'article intitulé « *Interactive Visualization of Muscle Activity During Limb Movements : Towards Enhanced Anatomy Learning* » soumis au Workshop Eurographics "Visual Computing for Biology and Medicine" (VCBM) 2014 [66] dans un contexte de visualisation.

Dans le cadre du LBA, cette base de données a été utilisée dans le but d'appréhender les notions de muscles agonistes et antagonistes et également dans le but de connaître les muscles nécessaires au mouvement de flexion/extension du genou. La *section 6.3.4* présente les différents modes de visualisation de ces informations que nous avons mis en place (voir également l'*annexe E.1*).

Le projet « *Musculoskeletal-see-through mirror* » [160] présenté en *section 2.3.4* propose une visualisation temps-réel de l'activité musculaire. Ce projet permet d'étudier la physiologie du système musculaire corps complet. Malheureusement, il nécessite du matériel lourd difficile à installer dans une salle de cours ainsi que le placement de 34 capteurs EMG sur le corps de l'utilisateur.

Sur le long terme, il pourrait être intéressant de chercher à "inverser le modèle" pour retrouver des valeurs vraisemblables à partir de mesures simples et ainsi développer une version du LBA similaire au projet « *Musculoskeletal-see-through mirror* ». Il est évident que le compromis entre la complexité des capteurs et la précision des estimations sera à prendre en considération.

CHAPITRE

4

PERSONNALISATION DE NOTRE
MAQUETTE ANATOMIQUE DE
RÉFÉRENCE

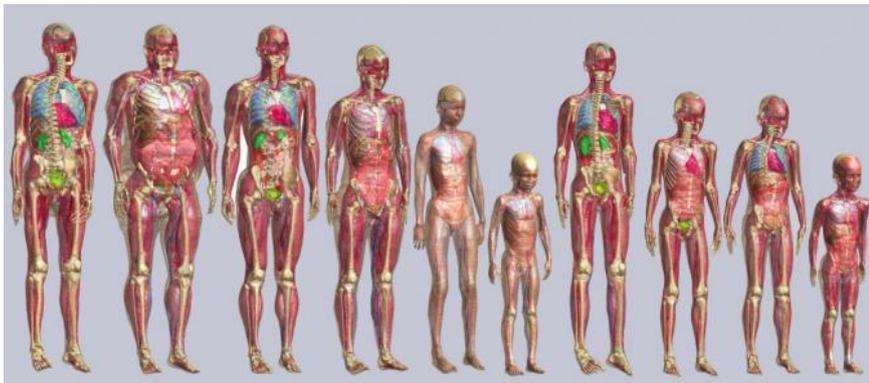


FIGURE 4.1 – *Variabilité de l'anatomie - Virtual Population IT'IS Foundation*

4.1 INTRODUCTION

Nous voulons nous baser, pour notre travail, sur le principe d'utiliser le corps de l'utilisateur comme support de sa propre formation : on veut en effet que l'anatomie interne inférée par le système se superpose à l'image de l'utilisateur sur l'affichage en RA. On considère que l'anatomie calculée est correcte si elle respecte les connaissances et règles anatomiques et si elle est conforme avec l'apparence externe du corps de l'utilisateur en mouvement. Pour avoir une meilleure expérimentation en RA, la mise en correspondance de l'utilisateur, avec la maquette de référence fait partie des défis incontournables.

Les trois éléments essentiels à ce recalage sont : la définition de la **maquette de référence**, la détermination des **données morphologiques spécifiques** à l'utilisateur, et le choix de la **méthode de recalage**.

4.1.1 Maquette de référence

En *section 2.4.1*, nous avons fait un bref tour d'horizon des différentes maquettes de référence existantes. Nous avons également montré qu'il existait une multitude de méthodes pour récupérer les données nécessaires à la création de telles maquettes.

Le choix de la maquette étant dépendant de ce que l'on souhaite en faire, il est donc primordial de bien spécifier les besoins ; c'est ce que nous avons fait dans la *section 3.2* en expliquant nos choix quant à celle-ci en matière de type de support, d'exactitude dans la forme, de niveau de détail, de résolution géométrique, de complexité topologique et de réalisme face au contexte visuel. Il existe une multitude de maquettes plus ou moins spécifiques. Nous avons fait le choix d'utiliser une maquette de référence unisexe composée d'une enveloppe de peau et de l'anatomie interne (squelette, muscles, organes, *etc.*), qui, associée à une méthode de personnalisation - ou recalage - (voir *section 2.4.2*), nous permettra de la décliner en une version utilisateur-spécifique, peu importe le morphotype de cet utilisateur (*ex.* : maigre, gros, grand, petit, *etc.*).

4.1.2 Données morphologiques spécifiques

Comme expliqué en *section 2.3.4*, nous avons fait le choix d'utiliser le capteur *Kinect*, capteur relativement léger pour capturer l'utilisateur. Ce choix influence le type d'informations que nous sommes capables de percevoir à propos de l'utilisateur : les données en sortie du capteur *Kinect* sont pauvres et concernent souvent une enveloppe de peau partielle de l'utilisateur, ce qui a des conséquences sur les données morphologiques que l'on peut déterminer et leur qualité (voir *section 2.5.2*).

Dans un premier temps (système utilisé dans la publication [66]), nous nous sommes basés sur des informations morphologiques très simples : la taille et l'envergure (longueur des bras) de l'utilisateur. Nous avons alors créé une boîte englobante autour de notre maquette de référence et nous l'avons déformée pour s'aligner avec les données utilisateur-spécifique. Cela a eu pour conséquence un recalage global de la maquette anatomique de référence. Les limitations de cette méthode se sont vite fait ressentir après superposition avec l'image utilisateur : les bras pouvant être de bonne longueur, ce n'était pas toujours le cas pour l'emplacement de l'entrejambe ou encore la largeur du tronc. Pour la version actuelle du LBA, nos méthodes de recalage se basent sur des données morphologiques plus complètes, l'obtention de ces informations et leur nature est expliquée en *section 4.2*.

4.1.3 Méthodes de recalage

En déduisant des informations à partir de l'enveloppe de peau de l'utilisateur, nous avons cherché à obtenir une représentation vraisemblable de celui-ci (en dehors de toute pathologie) et à laquelle il pourra s'identifier. Il existe d'autres méthodes qui déforment directement l'anatomie interne, en s'appuyant sur la segmentation des structures internes dans des images médicales, c'est le cas de la méthode introduite par Payan et collègues [74].

Le tableau 4.1 présente une comparaison de différentes méthodes de recalage évoquées en section 2.4.2, y compris les nôtres, et se basent sur l'enveloppe de peau pour déterminer une anatomie interne proche.

	[176]	[203]	[88]	[66]	[64]
<i>Données en entrée</i> - PC (points clés), S (silhouette), NP (nuage de points), M (maillage)					
Type	17 PC 2D et S 2D	NP 3D	peau M 3D	4 PC 3D	48 PC 3D et NP partiel 3D
<i>Méthode de recalage</i> - M (Manuelle), A (Automatique), SA (Semi-automatique), G (Global), P (Par parties)					
Initialisation	M	A	SA	A	A
Posture Spécifique ?	non	non	oui	oui	oui
Type	P	P	P	G	P
Temps de calcul	5min	temps-réel	30sec à 5min	temps-réel	15sec à 30sec
<i>Données en sortie</i>					
Maillages : corps complet	oui	non	oui	oui	oui
Gestion gras	non	non	oui	non	non
Système squelettique	oui	oui	oui	oui	oui
Système musculaire	non	non	oui	oui	oui

TABLE 4.1 – Comparaison des méthodes de recalage de l'état de l'art : Quah et collègues - 2005 [176], Zhu et collègues -2015 [203], Dicko et collègues - 2013 [88]; avec différentes versions de nos travaux : première version - 2014 [66], version actuelle - 2016 [64].

Nous pouvons remarquer que chaque méthode utilise son propre jeu de données initial, que l'on peut considérer dans la plupart des cas comme un ensemble de points, plus ou moins dense. Dans tous les cas, les déformations sont produites en associant des points de la maquette de référence avec les données en entrée : par exemple, les points clés sont placés sur la maquette de référence et associés aux points utilisateurs pour [176, 64]. Pour ce qui est d'associer des nuages de points entre eux (pas le même nombre de points dans les deux types de données d'entrée), un algorithme ICP¹ est généralement utilisé, c'est le cas de [88, 64].

La plupart des approches cherchent la précision en faisant un recalage par partie, ou segment anatomique. De plus, les tissus mous ne sont que rarement représentés.

En section 2.3.4, nous avons présenté plusieurs miroirs interactifs, voyons ici quelles sont les méthodes utilisées pour personnaliser le contenu affiché par chacun. Le système « *Anatomie Spiegel* » (page 43) ne présente pas de contenu personnalisé, utilisateur-spécifique.

Le « *Magic Mirror* » (page 42), propose dans ses versions avancées [153], le positionnement par l'utilisateur, et sur son propre corps, de 5 points anatomiques spécifiques de la zone

1. ICP : Iterative Closest/Corresponding Point [72]

du tronc : *left acromion, right acromion, the manubrium, left anterior superior iliac spine, right anterior superior iliac spine*. Le choix de ces points a été défini avec l'aide de chirurgiens orthopédiques. En associant ces points et ceux placés dans les données volumiques CT, le système définit des ratios et met à l'échelle les données anatomiques.

Dans le cadre du « *Digital Mirror* » (page 43), miroir interactif basé sur des images médicales, aucune mise à l'échelle n'est effectuée lors des démonstrations grand public. Ce système propose, dans le cadre d'une étude utilisateur plus poussée, une variante basée sur des images médicales utilisateur-spécifique : l'utilisateur passe un scan TEP, un scan Rayon-X et une IRM. Cette approche n'est pas envisageable dans un contexte éducatif.

Le « *Musculoskeletal-see-through mirror* » (page 44) mentionne l'utilisation de la base de données de mensurations du morphotype japonais [14], pour déformer la maquette de référence 3D, sans qu'aucun détail ne soit donné sur les modalités de cette utilisation.

4.1.4 Plan du chapitre

Dans la suite de ce chapitre, nous proposons en *section 4.2.1* un bref aperçu des données morphologiques utilisées pour différents travaux, puis nous présentons en *section 4.2.2* les mesures morphologiques que nous effectuons et les données que l'on peut en tirer.

En se basant sur l'état de l'art et sur les données morphologiques disponibles, nous avons développé deux méthodes de recalage interchangeables en fonction des besoins :

- la méthode par skinning, que nous présentons en *section 4.3*, est très simple à mettre en place et permet d'obtenir des résultats en temps-réel.
- la méthode plus complexe, que nous présentons en *section 4.4*, offre plus de possibilités en termes de déformations, mais nécessite plus de temps de calcul. L'utilisation de règles anatomiques nous permet d'obtenir des résultats robustes et réalistes.

La *section 4.5* donne une comparaison des méthodes de recalage mises en place. Les résultats obtenus par nos différentes méthodes de recalage sont évalués et validés en *section 4.6*.

La *section 4.7* nous permettra de conclure sur cette contribution et donnera quelques perspectives d'amélioration et de travaux futurs sur le thème de personnalisation de l'anatomie dans le contexte de notre travail.

4.2 MESURES MORPHOLOGIQUES

4.2.1 Différents types de mesures

On appelle « mesure morphologique », toute mesure permettant de décrire et d'étudier les formes de la structure externe et des structures internes d'un individu. Ici, nous nous focalisons sur la structure externe.

L'application en ligne « BMI Visualiser » [50] par BODYxLABS propose aux utilisateurs de calculer leur IMC simplement. Elle offre la visualisation d'une enveloppe de peau dont les proportions correspondent à un tel IMC. Dans le cas de [191], des descriptifs du morphotype (*ex.* : « morphologie en poire », « petit », « rectangulaire », « jambes longues », *etc.*) sont utilisés comme interface pour modifier les caractéristiques morphologiques de la maquette de référence et ainsi obtenir l'avatar 3D voulu. Le logiciel MakeHuman [16] propose un système d'édition de personnage similaire. Il permet entre autres de modifier les mensurations simplement grâce à des curseurs et de changer le type ethnique de la maquette anatomique en

changeant les traits du visage et la couleur de peau. La méthode introduite en [181], permet l'édition d'une maquette anatomique de référence 3D (peau, système musculaire et système squelettique) par la modification de facteurs anatomiques : croissance des os, muscles plus ou moins développés, dépôts graisseux plus ou moins importants, etc.

En fonction de la posture et de l'orientation du corps de l'utilisateur par rapport au point de vue du capteur, différents types de mesures peuvent être effectués. La figure 4.2 en présente quelques-uns.

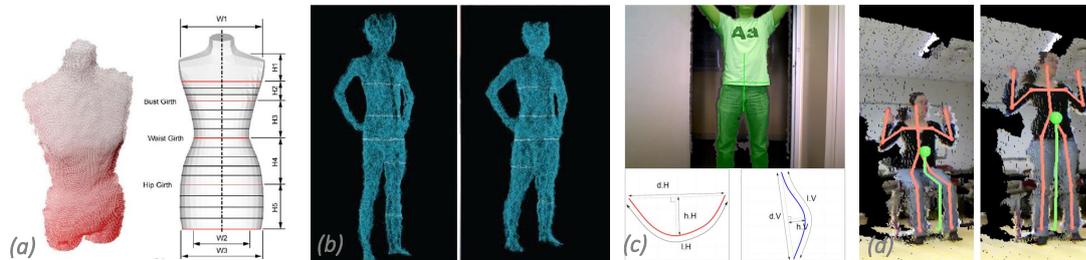


FIGURE 4.2 – Différents types de mesures morphologiques. (a) Hsio et collègues [111]. (b) Malinowski et collègues [147]. (c) Pötin et collègues [173].

Les mesures morphologiques les plus courantes sont communément appelées mensurations. Elles sont indispensables pour la confection de vêtements sur-mesure ; c'est dans cette optique que Hsio et collègues [111] proposent la "customisation" automatique d'un mannequin de couture aux dimensions utilisateur (voir figure 4.2.a). Malinowski et collègues [147] proposent une approche similaire pour la capture automatique des mensurations circulaires du corps (voir figure 4.2.b).

D'autres mesures peuvent être effectuées. Prenons par exemple Pötin et collègues [173], utilisant la courbure de l'abdomen dans le plan sagittal et dans le plan transverse pour aider les cliniciens à diagnostiquer l'obésité chez le patient (voir figure 4.2.c).

Au cours du mouvement, la position du centre de gravité évolue. Connaître l'emplacement de ce point spécifique peut être très important dans l'étude du mouvement. González et collègues [100, 99] proposent une méthodologie permettant de retrouver l'emplacement de ce point en utilisant une *Kinect* et la « Wii Balance Board », plateforme avec capteurs de pression (voir figure 4.2.d).

Pour nos mesures, nous avons choisi une approche similaire à [91], qui consiste en la définition des mensurations du corps et de la longueur des segments anatomiques à partir de la silhouette de l'utilisateur. Utiliser ces mesures nous permet d'avoir une idée générale des volumes du corps de l'utilisateur.

4.2.2 Nos mesures

Le SDK *Kinect* fournit un système de capture de mouvement simple mais sans cohérence temporelle. C'est pour cette raison que la longueur des segments anatomiques - surtout ceux des membres - change au cours d'une même séquence de mouvement. Pour simplifier notre travail, nous partons du postulat que les articulations anatomiques se confondent avec les articulations de la *Kinect*, la longueur des segments anatomiques est donc estimée en rapport à la position de celles-ci. Parce que travailler avec une *Kinect* sur une unique posture est trop arbitraire pour définir des valeurs précises, nous avons mis en place une routine de calibration que chaque utilisateur est tenu d'effectuer, pour estimer plus précisément la longueur des seg-

ments du membre supérieur et du membre inférieur. Cette routine est formée par trois positions successives : l'utilisateur commence par la posture en T (Fig.4.3.a), puis il fléchit ses coudes (figure 4.3.b) et enfin, il fléchit ses genoux (figure 4.3.c). L'utilisation de ces postures (posture en U figure 4.3.b et posture en W figure 4.3.c) nous permet de définir de façon plus précise les zones articulaires du membre inférieur et du membre supérieur ce qui nous assure de meilleurs résultats.

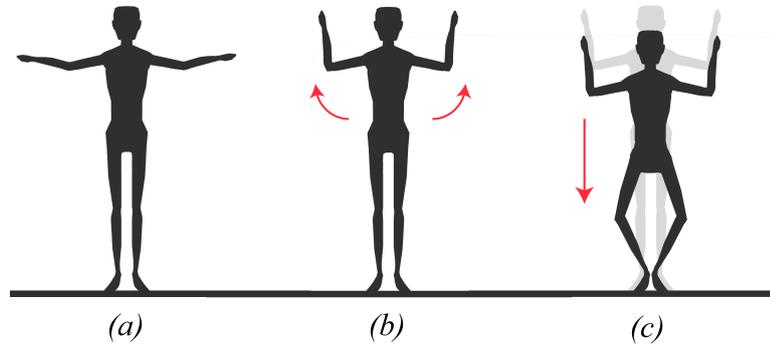


FIGURE 4.3 – (a) Posture en T, mensurations globales. (b) Posture en U, mesure des longueurs des membres supérieurs. (c) Posture en W, mesure des longueurs des membres inférieurs.

La silhouette de l'utilisateur fournie par *Kinect* ainsi que le squelette d'animation *Kinect* (voir section 2.5.2 pour plus de détails) sont nécessaires au calcul des mensurations du corps utilisateur (voir figure 4.4.b) et permettent de définir les 18 points clés utilisés pour faire le recalage par skinning (section 4.3) et le recalage de l'enveloppe de peau du recalage complexe (voir section 4.4.1).

On appelle **espace caméra**, la zone de capture de la *Kinect* dans laquelle se trouve l'utilisateur. Cet espace est retranscrit en 3D dans notre application grâce au capteur de profondeur (ex. : le squelette d'animation est défini dans l'espace caméra). On appelle **espace image**, la projection de l'espace 3D sur une image 2D par rapport au point de vue de la *Kinect*. C'est le cas par exemple de la silhouette utilisateur (projection des pixels de l'utilisateur). Le squelette d'animation *Kinect* est transformé de l'espace caméra vers l'espace image grâce à l'utilisation d'outils prévus à cet effet dans le SDK *Kinect*.

On appelle **point clé** l'intersection entre le contour de la silhouette utilisateur et une ligne perpendiculaire à l'axe du segment. Pour augmenter la robustesse de la recherche des points clés, on définit un critère de détection du contour de la silhouette : un pixel de contour est défini par un pixel noir (intérieur de la silhouette) suivi de trois pixels blancs (extérieur à la silhouette) pour éviter les trous présents dans la silhouette elle-même.

Pour chaque point clé, l'algorithme de Bresenham est initialisé en utilisant comme point de départ le point se trouvant au milieu de l'axe vertical du segment du corps et un vecteur directeur perpendiculaire à l'axe vertical comme direction à suivre. Par exemple, en utilisant le point au milieu du segment du bras (de l'épaule au coude), on obtiendra la mensuration du bras au niveau du biceps.

Les points clés 2D trouvés, sont passés de l'espace image à l'espace caméra en utilisant les outils du SDK *Kinect* pour obtenir des points 3D. La figure 4.4.c montre les points clés que l'on utilise, on peut prendre comme exemple les points composant le squelette d'animation *Kinect*, les points définissant la largeur de la taille ou encore ceux déterminant la largeur des mollets.

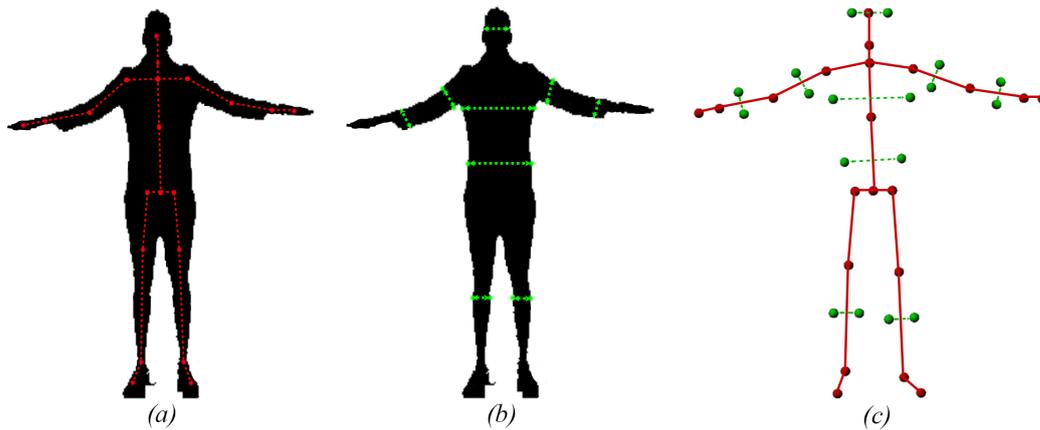


FIGURE 4.4 – Points particuliers utilisés pour le recalage. (a) Articulations du squelette d'animation en espace image (2D). (b) Points clés en espace image (2D) sur le contour de la silhouette. (c) Ensemble des points particuliers dans l'espace caméra (3D).

À cause des vêtements et de l'occultation (avec une personne ou un objet tiers, ou lors d'une auto-occultation), la position de certaines articulations tout comme certains points clés peuvent être erronés. Prenons par exemple le cas des cuisses : les jambes sont souvent trop rapprochées pour avoir un espace entre les cuisses, ce qui donne les deux cuisses comme un seul bloc au niveau de la silhouette.

D'abord, en supposant que le corps humain est symétrique par rapport au plan sagittal, de petites erreurs dans la longueur des membres peuvent être évitées : pour chaque segment des membres, on utilise la longueur moyenne comme valeur réelle pour le côté gauche comme pour le côté droit.

D'autres points clés peuvent être inférés en se basant sur la silhouette de l'utilisateur et des notions anatomiques de base. En se basant sur un corps humain moyen, nous avons défini des ratios entre les segments.

Par exemple, sachant que la largeur d'une cuisse devrait faire environ la moitié de celle des hanches, on peut inférer la largeur des cuisses (voir validations en *section 4.6*).

L'algorithme détaillé permettant de déterminer les points clés 3D est résumé ci-dessous en algorithme *1*.

Data:

skeleton3Dpts \leftarrow list{3D point};
 silhouette2D \leftarrow 2D black and white image;
 keyptsInfo \leftarrow list{pair(3D initial point, 3D direction vector)};

Result:

skeleton3Dkeypts \leftarrow list{3D point};
 silhouette3Dkeypts \leftarrow list{3D point};

begin

```

skeleton3Dkeypts  $\leftarrow$  correct symmetry in skeleton3Dpts;
skeleton2Dpts  $\leftarrow$  map skeleton3Dkeypts to camera space;

foreach pair in keyptsInfo do
    found2Dpts  $\leftarrow$  false;
    current2Dpts  $\leftarrow$  pair [3D initial point];
    while found2Dpts is false do
        i  $\leftarrow$  1;
        border  $\leftarrow$  5 ; //background boundary (5 white pixels)
        isSilhouettepts  $\leftarrow$  true;
        while (isSilhouettepts is true) and (i  $\leq$  border) do
            pts2D  $\leftarrow$  Bresenham(silhouette2D, pair);
            if color of pts2D is black then
                | isSilhouettepts  $\leftarrow$  false;
            end
            i++;
        end
        if isSilhouettepts is true then
            | found2Dpts  $\leftarrow$  true;
        else
            | current2Dpts  $\leftarrow$  Bresenham(silhouette2D, pair);
        end
    end
    if found2Dpts is true then
        | silhouette2Dkeypts  $\leftarrow$  append(currentpts);
    end
end

silhouette3Dkeypts  $\leftarrow$  map silhouette2Dkeypts to depth space;
silhouette3Dkeypts  $\leftarrow$  correct silhouette3Dkeypts errors;

```

end

Algorithm 1: Algorithme permettant de déterminer les points clés 3D nécessaires aux recalages.

4.3 RECALAGE PAR SKINNING

Une vision simpliste du recalage serait de déformer la maquette de référence de façon purement géométrique, c'est l'approche que nous avons décidé de présenter ici. Ce type de méthode est simple à implémenter et permet d'obtenir des résultats en temps-réel. Le pipeline présenté en figure 4.5 donne une vision globale du fonctionnement de notre méthode.

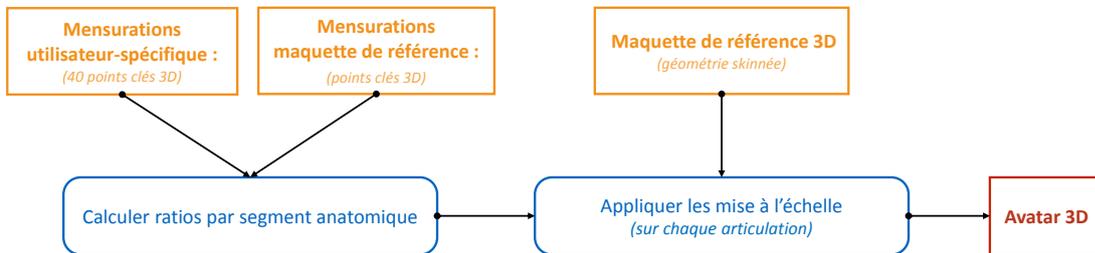


FIGURE 4.5 – Pipeline de la méthode de recalage par skinning.

La maquette de référence 3D est associée à une structure de contrôle grâce à un skinning prédéfini. Pour simplifier la mise en place de notre système, nous avons choisi d'utiliser comme structure de contrôle un système proche de celui fourni par le SDK *Kinect* : un squelette d'animation hiérarchique composé de 25 repères de déformations.

Les points clés définis en section 4.2 sont utilisés pour définir des mesures morphologiques, qui, comparées à celles de la maquette de référence, nous permettent de définir des ratios pour chaque segment anatomique. Ces ratios sont alors appliqués sur les articulations pour définir une mise à l'échelle non-uniforme, qui est ensuite propagée à la géométrie en fonction des poids de skinning.

Il est évident que le corps humain est composé de structures ayant des propriétés différentes. Par exemple, les os sont peu déformables alors que les tissus mous sont très déformables. Notre méthode innove par rapport à l'état de l'art en définissant différents types de repères de contrôle déformables en fonction de la structure anatomique et en prenant en compte la hiérarchie :

- pour le système squelettique : déformation à 1 degré de liberté. L'orientation du repère de contrôle déformable est faite de façon à ce que le degré de liberté soit dans l'axe du segment anatomique associé au repère. Cela permet d'ajuster la longueur des os longs tout en les gardant droits.
- pour le système musculaire : déformation à 3 degrés de liberté. Les repères de contrôle sont alignés (en position et orientation) avec ceux définis pour le système squelettique (au niveau des articulations du corps), seul la longueur de leurs axes varie. Ils permettent de mettre à l'échelle en « largeur » et en « profondeur » les tissus mous pour coller à la silhouette utilisateur.

Pour pouvoir contrôler séparément le système squelettique et le système musculaire, deux squelettes d'animation hiérarchiques confondus sont utilisés : l'un composé de repères de contrôle déformables à un degré de liberté, l'autre composé de repères de contrôle déformables à trois degrés de liberté. Pour le système musculaire les poids de skinning sont interpolés entre la surface des os et celle de la peau afin d'appliquer une déformation continue entre les deux. Les dilatations sont appliquées seulement aux repères de contrôle. Leur application aux maillages est effectuée par la carte graphique au moment de l'affichage. Cette méthode est temps-réel.

Cette méthode comporte un certain nombre de points critiques, l'un étant que, pour obtenir des résultats satisfaisants et garder une consistance anatomique, l'utilisateur doit se trouver dans une posture très similaire à celle de la maquette de référence. Dans le cas contraire des problèmes de discontinuité ou d'interpénétration des structures anatomiques peuvent être observés. Une amélioration possible serait de définir la maquette de référence dans un ensemble de postures et d'utiliser, pour chaque recalage, la maquette dont la posture est la plus proche de celle de l'utilisateur.

Un autre problème vient du fait que rien ne garantit que les tissus mous, après recalage sont toujours dans la limite de la silhouette utilisateur.

C'est dans cette optique que nous présentons ci-dessous une nouvelle approche de recalage se faisant en plusieurs étapes associant des règles anatomiques aux différentes structures anatomiques permettant ainsi d'obtenir des résultats plus justes.

Cette méthode a été développée dans le cadre de la démonstration aux « *Consumer Electronics Show 2016* », en partenariat avec la start-up AnatoScope décrite en *section D.3* de l'*annexe D*. Elle a également été utilisée pour la démonstration faite pendant le « *Congrès des morphologistes Français 2016* », décrite en *section D.4* de l'*annexe D*.

4.4 RECALAGE COMPLEXE

Nous présentons une nouvelle approche utilisant les sorties du SDK *Kinect* (carte de couleur, suivi de mouvement, nuage de points) et la maquette 3D de référence présentée dans la *section 3.2.2* pour générer une anatomie utilisateur-spécifique. Notre méthode de recalage complexe, en temps interactif, est basée sur la méthode du transfert d'anatomie [88]. Elle l'étend pour répondre aux limitations que cette méthode présentait relativement à l'utilisation que nous souhaitons en faire. En effet dans la version initiale :

- le recalage nécessite deux enveloppes de peau ayant exactement la même topologie.
- la méthode de recalage est très lente : *3min* pour le système squelettique puis *5min* environ pour les tissus mous d'après l'article [88].
- la cohérence au niveau des articulations n'est pas toujours garantie.
- le système squelettique est déformé globalement : tous les os sont déformés de la même façon.

Notre nouvelle méthode est divisée en quatre étapes détaillées dans les sections suivantes. D'abord la longueur et l'épaisseur des segments du corps de l'utilisateur sont déterminées comme expliqué dans la *section 4.2* pour définir une liste de points clés 3D. Grâce à ces points clés et au nuage de points partiel issu de la *Kinect*, on va déformer l'enveloppe de peau pour obtenir une peau conforme aux mensurations de l'utilisateur (voir *section 4.4.1*). La troisième étape consiste à transférer le système squelettique dans l'enveloppe de peau recalée (voir *section 4.4.2*). Pour finir, les tissus mous de la maquette de référence sont déformés en utilisant une interpolation de Laplace d'une façon similaire à [88]. Ces différentes étapes sont résumées dans le pipeline présenté en figure 4.6.

4.4.1 Recalage de peau

La méthode du recalage de peau utilise en entrée des points clés - déterminés comme expliqué dans la *section 4.2* - et le nuage de points fourni par le SDK *Kinect*. La difficulté principale réside dans l'inexactitude des sorties *Kinect* et le fait que les vêtements des utilisateurs sont capturés dans le nuage de points. Pour résoudre ces problèmes, nous présentons un nouveau

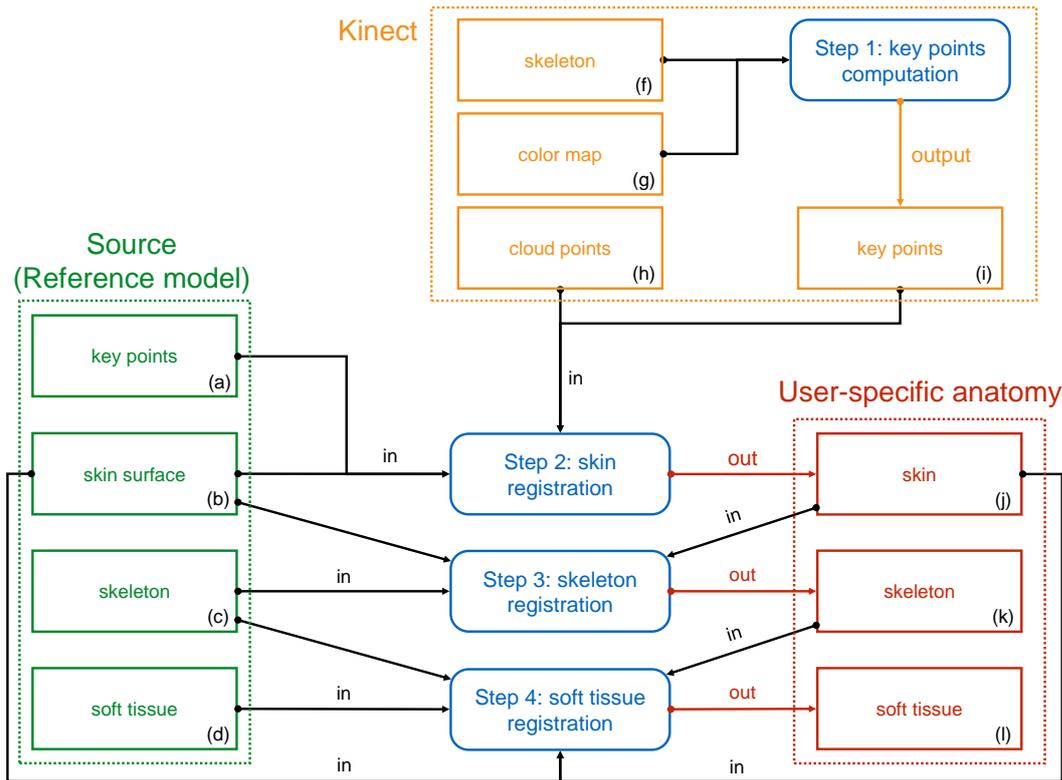


FIGURE 4.6 – Pipeline de fonctionnement de notre méthode de recalage complexe.

type de repères de contrôle élastiques (détaillés dans [96]).

La peau est "skinnée" à l'aide de 25 repères de contrôle élastiques : un repère de contrôle est placé à chaque articulation principale du corps de façon à obtenir une correspondance avec le squelette d'animation *Kinect* (points rouges sur la figure 4.7).

Nous définissons les poids de skinning à l'aide du « Linear Blend Skinning » (ou LBS, voir section 2.5.1 pour la définition). Chaque point de la peau est contrôlé par plusieurs repères de contrôle grâce au LBS. Les poids de skinning sont calculés de façon automatique par une fonction de forme Voronoï comme présenté dans [93] (voir section 2.5.1 pour plus de détails).

Plutôt que d'utiliser des transformations affines globales (12 degrés de liberté) comme dans [88], nous utilisons des repères de contrôle redimensionnables (9 degrés de liberté). Chaque matrice de transformation combine 3 translations, 3 rotations et 3 mises à l'échelle. L'avantage de ces transformations par rapport aux transformations affines est l'obtention de meilleures mises à l'échelle non-uniformes locales et d'éviter les artefacts dûs au cisaillement.

Les points clés définis sur le contour de la peau de référence (représentés par des points verts sur la figure 4.7), sont associés deux à deux avec ceux de la peau recalée, pour optimiser le résultat final.

La peau est recalée vers la cible en minimisant une somme pondérée de trois énergies [96, 97] en utilisant un solveur implicite.

L'énergie prédominante $E_{skeleton} = \sum_{i=1}^{21} \frac{1}{2} K d_i^2$ (où K est la raideur et d l'écart à la distance au repos), définie par des ressorts point-point de longueur nulle, attire les repères

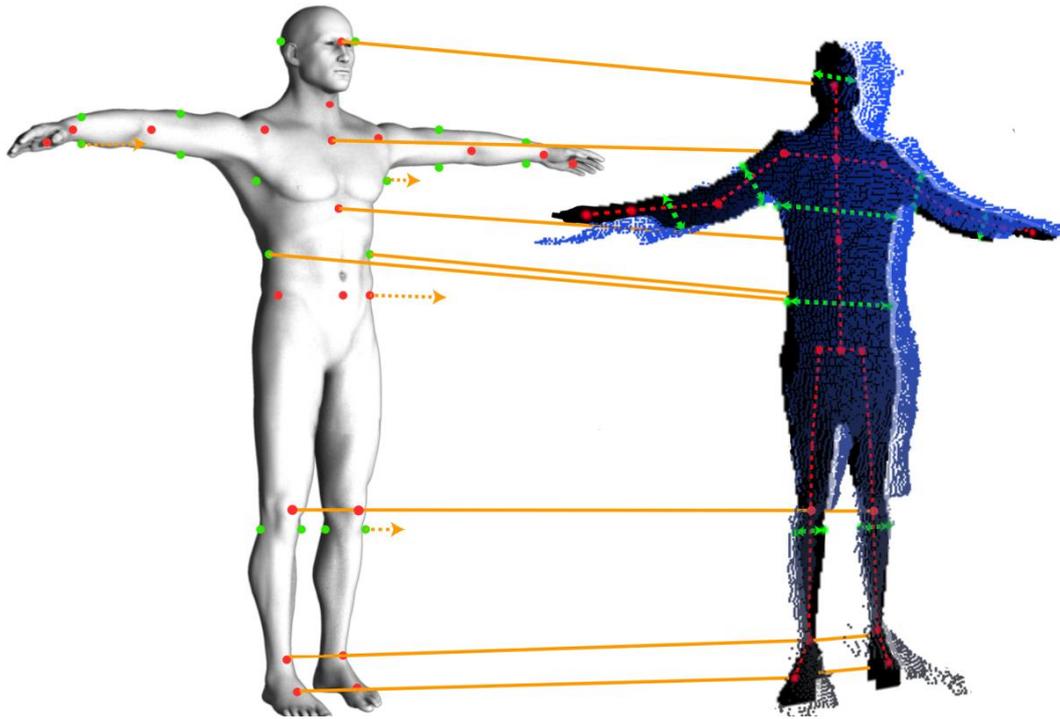


FIGURE 4.7 – Recalage de peau. Points rouges : origine des repères de contrôle. Points verts : points clés sur la silhouette. Points bleus : nuage de points Kinect.

de contrôle source vers leurs cibles respectives (points rouges sur la figure 4.7). L'énergie $E_{keypoint} = \sum_{i=1}^{18} \frac{1}{2} K d_i^2$, également définie par des ressorts point-point de longueur nulle, attire les points de la silhouette (points verts sur la figure 4.7). En minimisant ces deux énergies on met à l'échelle les membres, le torse, le cou et la tête du modèle générique en fonction des mensurations utilisateur comme illustré en figure 4.8.a et figure 4.8.b. On peut voir que l'utilisation de l'énergie $E_{keypoint}$ permet, entre autres, de corriger la largeur des segments anatomiques (voir figure 4.8.b).

L'énergie $E_{cloudpoint}$ attire la peau vers le nuage de points cible en utilisant une approche ICP qui consiste en la minimisation de la distance entre deux ensembles de points, la correspondance point-point est réévaluée à chaque itération. Chaque point de la source est attiré par le point le plus proche sur la cible selon une énergie quadratique (comme $E_{skeleton}$ et $E_{keypoint}$). Les forces sont propagées des points de la peau aux repères de contrôle (degrés de liberté) (voir figure 4.7 et figure 4.8.c).

Grâce au fait qu'un petit nombre de repères de contrôle sont utilisés, on évite les mauvaises configurations et il n'est pas nécessaire d'utiliser un lissage ou des contraintes cinématiques.

La figure 4.9 présente deux peaux recalées ainsi que le nuage de points partiel utilisé. Notons que, dans cet exemple, l'enveloppe de peau recalée sur la femme et celle recalée sur l'homme sont distinctes. Malgré cela, lors du recalage de la maquette anatomique, l'utilisation d'une peau de femme ou d'une peau d'homme donne des résultats similaires ; aussi le choix du type de peau n'influe pas sur les résultats obtenus. Par l'utilisation de l'énergie $E_{cloudpoint}$, nous observons que le torse est légèrement déformé pour raffiner notre maquette de référence

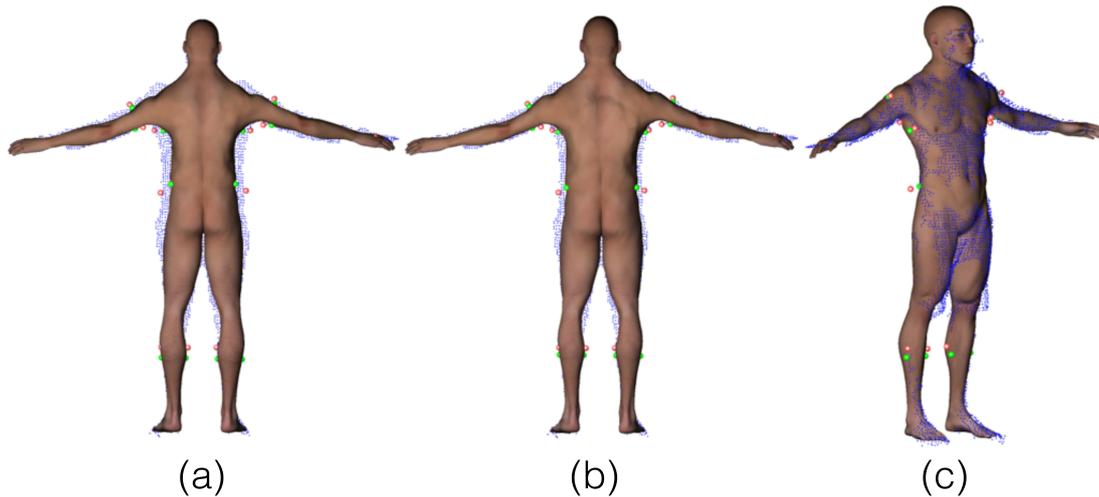


FIGURE 4.8 – Résultats du recalage de peau obtenu après chaque étape de minimisation d'énergie. (a) Minimisation de $E_{skeleton}$. (b) Minimisation de $E_{skeleton}$ et $E_{keypoint}$. (c) Minimisation des trois énergies.

3D selon que l'utilisateur est un homme ou une femme (ex. : gonflement de la poitrine, aplatissement des pectoraux, etc.).

Peau simplifiée

Nous avons mentionné précédemment que le nombre de repères de contrôle limité (25 repères) nous permettait d'éviter les erreurs anatomiques ; or, nous avons remarqué dans certains cas extrêmes que des déformations indésirables pouvaient être reproduites sur la peau déformée et donc transférée sur l'anatomie interne. Par exemple, dans le cas d'un utilisateur portant une chemise très large, on aura le torse surdimensionné ; de même, un utilisateur portant un short très large aura des cuisses surdimensionnées.

Pour limiter les déformations excessives appliquées à la peau, nous avons choisi de définir une boîte englobante, ou cage de déformation (voir [section 2.5.1](#)). Celle-ci est recalée de la même façon que la peau utilisateur comme présenté en page [88](#). La peau sera alors recalée en même temps que les tissus mous.

La figure [4.10](#) présente la cage de déformation que nous avons utilisée. La géométrie de la cage étant très simple, nous avons également une amélioration en ce qui concerne les temps de calculs.

La méthode de recalage complexe utilisant une peau simplifiée a été utilisée pour la démonstration faite dans le cadre de « *Emerging Technologies, Siggraph Asia 2015* ». Vous trouverez plus d'informations sur cette manifestation en [section D.2](#) de l'[annexe D](#).

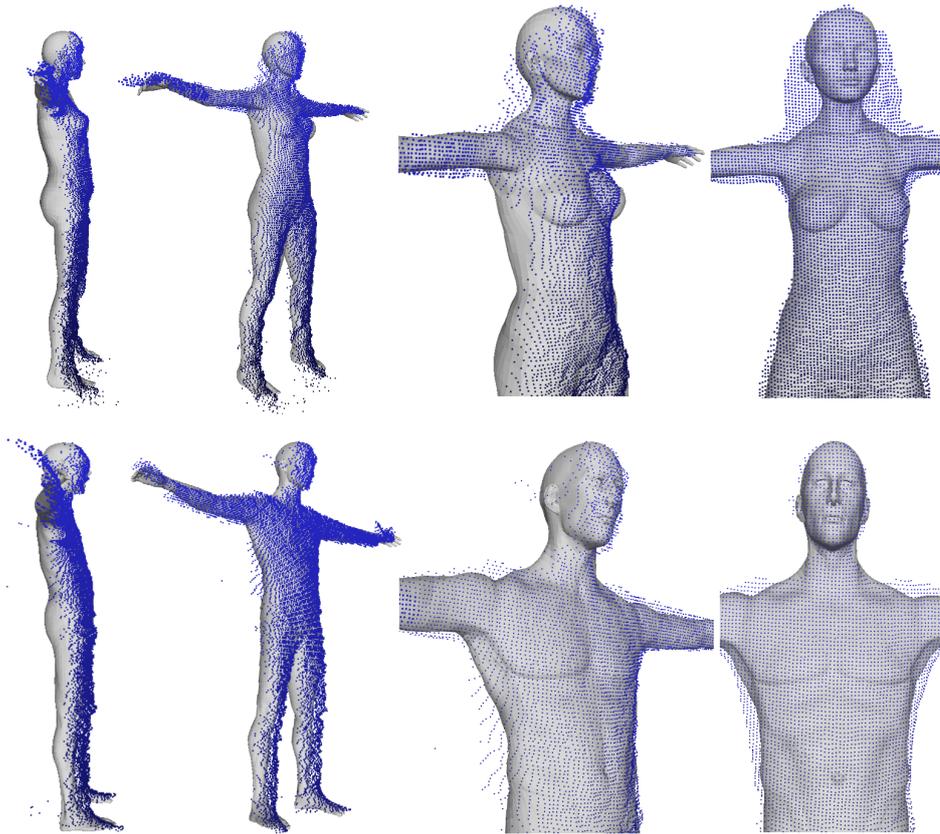


FIGURE 4.9 – Nuage de points Kinect et peau recalée correspondante. Au dessus : femme de 1.56m. En dessous : homme de 1.84m.

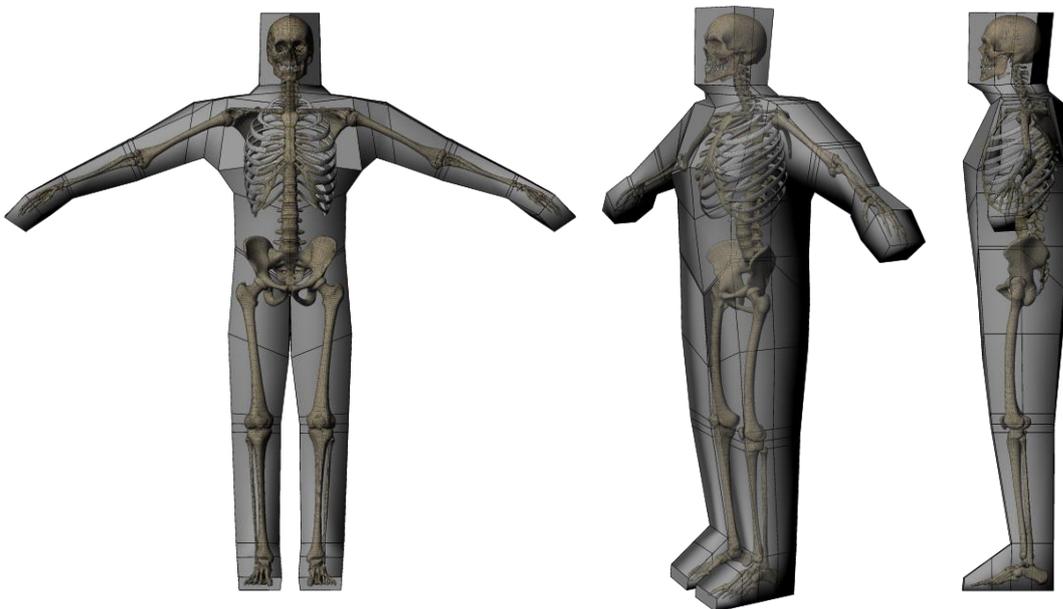


FIGURE 4.10 – Présentation de la peau simplifié, ou cage de déformation : de face, de 3/4 et de profil.

4.4.2 Recalage de l'anatomie interne

La méthode de recalage utilisateur-spécifique de l'anatomie interne est divisée en deux sous-parties : le recalage du squelette et le recalage des tissus mous. Le recalage des tissus mous se faisant comme dans [88], on va ici se pencher uniquement sur le recalage du squelette anatomique. Les entrées de la méthode sont la peau et le squelette de la maquette de référence ainsi que la peau 3D recalée obtenue en *section 4.4.1*.

Premièrement, notre méthode utilise une interpolation volumique pour estimer le squelette utilisateur. Comme dans [88], on utilise une interpolation laplacienne avec, comme condition aux limites, la transformation entre les deux peaux (figure 4.12.a). Cela nous assure la consistance anatomique suivante : l'ensemble de l'anatomie (squelette et tissus mous) est contrainte à l'intérieur de la peau de l'utilisateur.

Une limitation majeure du transfert d'anatomie présenté par [88] est le fait que la structure des articulations n'est pas obligatoirement respectée après transfert. Rien ne peut éviter à un os de passer à travers un autre (figure 4.12.b) ou d'être déconnecté d'un autre os auquel il devrait être connecté (*ex.* : espace au niveau des articulations côte-vertèbres ou encore ulna-humerus au niveau des coudes), voir figure 4.12.c.

Pour garder des structures articulaires correctes et éviter ces problèmes, on ajoute des contraintes élastiques entre les différents segments anatomiques de notre modèle. Pour chaque articulation : la position, le type articulaire (voir *section 3.1.2*) et les limites articulaires sont définies d'après l'ouvrage [165] (voir figure 4.11).

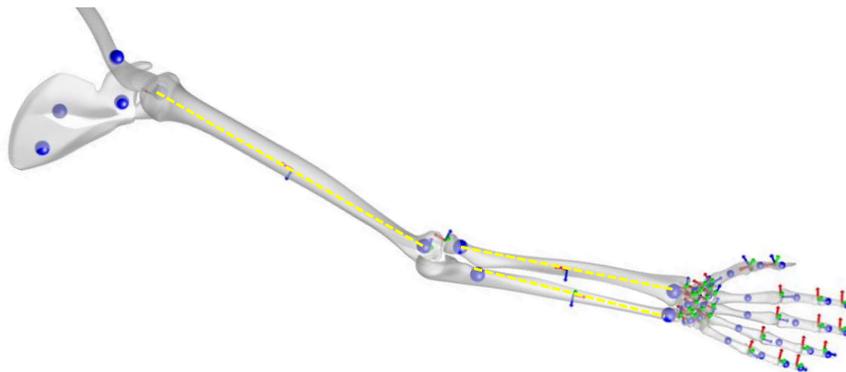


FIGURE 4.11 – Bras droit du squelette de déformation utilisé pour le recalage de l'anatomie interne. Points bleus : repères de contrôle élastiques. Lignes jaunes et repères de contrôle au milieu des os anatomiques : contraintes d'alignement. Autres repères de contrôle : contraintes articulaires.

La structure de contrôle de notre modèle générique est définie en utilisant des repères de contrôle élastiques [98], la pondération est définie par une fonction de forme Voronoï comme dans [93], pour propager le long des os chaque transformation appliquée aux repères de contrôle.

Des repères de contrôle redimensionnables (9 degrés de liberté) sont utilisés pour garder la consistance des têtes osseuses comme dans le modèle générique utilisé. Ceci garantit que les têtes osseuses ne peuvent que se translater, tourner et être mises à l'échelle ce qui permet de garder le même type de forme.

Ci-dessous la liste des règles anatomiques utilisées pour définir notre squelette de déformation :

- *R01* : garder les os long droits (pas de courbures ou de torsions).
- *R02* : garder la cohérence du modèle 3D : l'ensemble des entités anatomiques sont recalées pour éviter l'apparition de trous.
- *R03* : garder la cohérence des têtes osseuses.
- *R04* : garder la cohérence de la cage thoracique et des membres : symétrie par rapport au plan sagittal.
- *R05* : garder la cohérence des articulations : type d'articulation et amplitude des mouvements possibles.

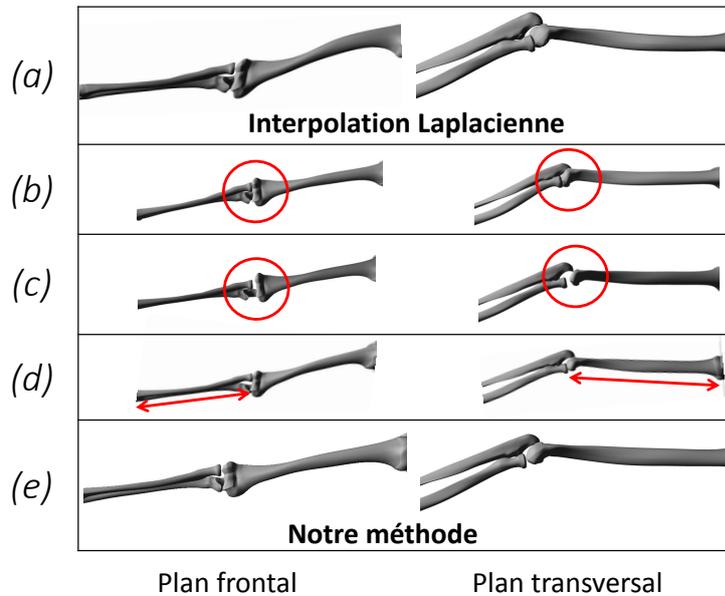


FIGURE 4.12 – Comparaison des différentes versions du recalage complexe pour l'anatomie interne. (a) Interpolation Laplacienne. (b) Recalage sans contraintes articulaires (chevauchement des os). (c) Recalage sans contraintes articulaires (déconnexions des têtes osseuses). (d) Recalage sans contraintes d'alignement (torsion et courbure des os). (e) Notre méthode.

Le nombre de repères de contrôle varie en fonction du type d'os, le but étant de donner suffisamment de déformabilité à chacun (pour le calibrage) tout en gardant un temps de calcul acceptable (voir points bleus en figure 4.11). Pour les os courts comme les métacarpes, un seul repère de contrôle par os est nécessaire. Pour les os longs comme le fémur, on utilise deux repères de contrôle par os : un au centre de chaque tête osseuse). Pour les os plats comme les côtes, on utilise trois repères de contrôle par os : un pour chaque extrémité de l'os - articulation côte-vertèbre et articulation côte-sternum - et un au centre pour garder la côte proche de la peau en terme de courbure. Pour les os irréguliers comme les vertèbres, on utilise trois repères de contrôle par os ce qui permet d'avoir suffisamment de degrés de liberté pour permettre au modèle de se déformer tout en évitant les inter-pénétrations entre os (*ex.* : superposition de triangles au niveau des articulations entre deux vertèbres). La complexité du crâne lui doit un traitement spécial : on utilise cinq repères de contrôle pour déformer l'ensemble des entités anatomiques composant le crâne (*ex.* : mâchoire, dents, *etc.*).

Dans [203] et dans des approches similaires comme [181], il a été montré qu'une mise à l'échelle non-uniforme est nécessaire pour obtenir des déformations osseuses plausibles. Pour faire cela, nous avons décidé d'ajouter plus de degrés de liberté par os anatomique.

Pour éviter les os tordus (figure 4.12.d), une contrainte d'alignement est ajoutée entre les deux têtes osseuses. Cette contrainte limite les déplacements possibles entre les deux repères de contrôle à une seule direction définie par la ligne les reliant (voir les lignes jaunes sur la figure 4.11). Tandis qu'un repère est fixe, l'autre repère de contrôle peut se translater dans une seule direction. Les deux repères peuvent toujours faire une mise à l'échelle dans trois directions et tourner dans les trois directions. Cette contrainte d'alignement est uniquement appliquée aux os longs.

Ce travail est associé à la publication pour "Motion in Games" (MIG) 2016 intitulée « *Anatomical Mirroring : Real-time User-specific Anatomy in Motion Using a Commodity Depth Camera* » [64]. Cette méthode a également été utilisée pour créer les résultats du « *Living Book of Anatomy* » décrites en section E.2, de l'annexe E.

4.5 COMPARAISON DES RÉSULTATS

4.5.1 Comparaison des méthodes

Nous avons présenté trois méthodes de recalage. Le recalage par skinning **T01** (voir page 87) et le recalage complexe (voir section 4.4) qui se décline en deux versions : la première utilisant l'enveloppe de peau simplifiée, ou cage de déformation **T02** (voir page 91), la seconde utilisant l'enveloppe de peau classique **T03** (voir page 88).

Ces trois recalages ont été testés sur 13 utilisateurs distincts, le tableau 4.2 donne une moyenne du temps de calcul pour chaque recalage et chacune des étapes qu'ils contiennent. Notons que, dans le cas du recalage par skinning, nous recalons l'enveloppe de peau ainsi que l'anatomie interne en une fois. La ligne « démarrage de l'application », fait référence au temps nécessaire pour initialiser la scène de simulation : charger la géométrie, créer les composants, initialiser les composants, etc. Nous pouvons remarquer que les temps de calcul sont très dépendants de la méthode de recalage choisie. Sans prendre en compte le temps de démarrage de l'application, dans le meilleur des cas, il faudra 3 sec pour obtenir une maquette utilisateur-spécifique, dans le pire des cas, de l'ordre de la minute.

	T01		T02		T03	
	Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type
<i>Démarrage de l'application</i>	20	-	55	-	73	-
<i>Recalage de la peau</i>			02	0.8	02	1.5
<i>Recalage du squelette</i>	03	0.5	05	1.7	40	2.5
<i>Recalage des tissus mous</i>			15	1.0	15	0.5

TABLE 4.2 – Pour chaque recalage (**T01**, **T02** et **T03**) : temps de calcul (en sec) de chaque étape (moyen et écart type).

Il serait donc intéressant de connaître les différences entre les avatars 3D obtenus par ces trois méthodes et ainsi définir dans quel cas utiliser chaque méthode de recalage. On présente en figure 4.13 le résultat de nos trois méthodes de recalage sur deux utilisateurs. À titre indicatif, nous avons fait le choix de présenter ici les données des deux utilisateurs présentés en section 4.6 pour la validation avec images IRM.

Nous pouvons voir dans le cadre de l'utilisateur **U09** que le recalage **T01** donne un résultat visuellement très éloigné des recalages **T02** et **T03**. Ceci peut être expliqué par le fonctionne-

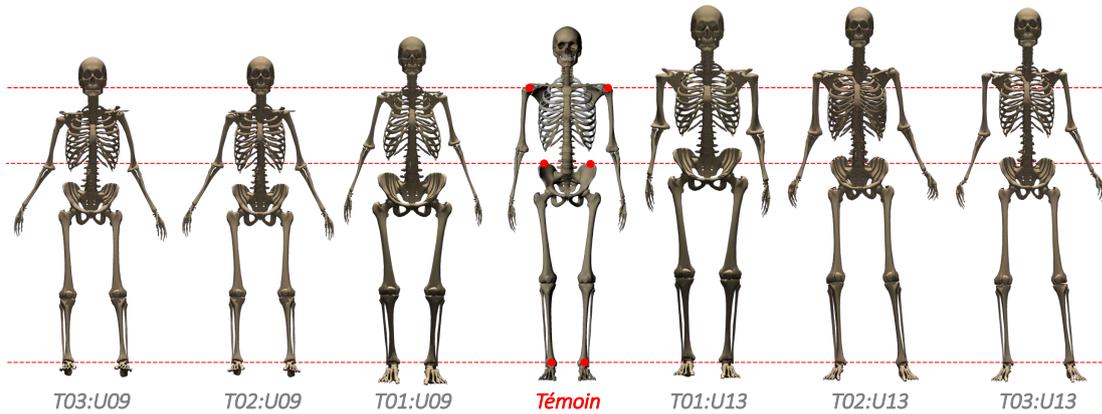


FIGURE 4.13 – Visualisation des trois techniques de recalage sur deux utilisateurs différents (U09 : femme de 1.56m et U13 : homme de 1.84m). Le témoin, au milieu, correspond à notre maquette de référence. Les lignes servent de repères de comparaison et sont définies par rapport au témoin au niveau des chevilles, sur le haut du bassin et au niveau des articulations des épaules.

ment du recalage : dans le cas du recalage par skinning, les mises à l'échelle sont appliquées sur le squelette d'animation hiérarchique, les erreurs de mises à l'échelle sont alors cumulées. Dans le cadre des deux recalages complexes, la position des articulations est définie d'après les mensurations et n'est pas modifiée pendant le recalage. En comparant la position des repères avant et après recalage **T01**, il nous serait possible de faire une mise à l'échelle globale pour éviter ce problème.

Pour pouvoir comparer les résultats entre eux, nous avons choisi 48 points spécifiques sur le squelette anatomique (*ex.* : creux des yeux, pointes des omoplates, *etc.*), reliés entre eux par 32 distances d'intérêt (*ex.* : distance entre les têtes fémorales, profondeur de la cage thoracique, *etc.*). Ces points sont définis sur le squelette de la maquette de référence et sont reportés, pendant le recalage, sur toutes les données obtenues. Nous avons choisi de présenter ici uniquement les distances d'intérêt utilisées pour la validation avec IRM, soit 8 distances. La figure 4.14 numérote en rouge les 14 points anatomiques spécifiques et en jaune les 8 mesures observées. En *annexe B*, la figure B.1 présente l'ensemble des 48 points spécifiques et les 32 distances étudiées.

Nous présentons dans le tableau 4.3 la valeur des 8 mesures observées (en *cm*), pour nos trois méthodes de recalage. La ligne d'appellation « Témoin » donne les mesures calculées sur la maquette de référence. En *annexe B*, le tableau B.1 présente les mesures de l'ensemble des 32 distances étudiées.

Nous pouvons remarquer que les recalages *T02* et *T03* donnent, à l'avatar 3D, une taille (distance [00,01]) relativement identique pour **U09** et **U13**. Le recalage *T01*, quant à lui, est très variable : 4*cm* de différence pour **U09**, 14*cm* de différence pour **U13**.

La longueur des membres inférieurs droits (distance [14,16]) et gauches (distance [11,13]) est très similaire pour les trois recalages (entre 0.5*cm* et 0.8*cm* d'écart type). Il semble donc plus facile de recaler le membre inférieur que d'autres segments du corps (voir ci-après).

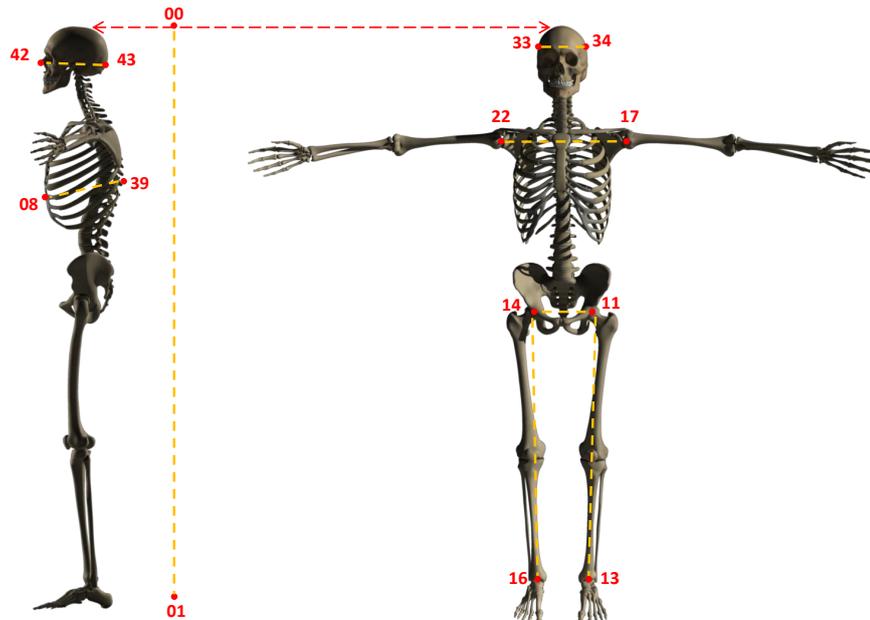


FIGURE 4.14 – Outil de comparaison de nos différentes techniques de recalage. En rouge les points anatomiques spécifiques, en jaune les mesures effectuées.

U	T	[00,01]	[11,14]	[11,13]	[14,16]	[17,22]	[33,34]	[08,39]	[42,43]
U09	T01	156	17.93	73.53	73.09	34.68	12.57	15.26	16.02
	T02	152	15.79	72.26	72.05	22.35	12.68	16.12	17.00
	T03	152	14.58	72.74	72.51	25.67	13.60	16.20	17.64
	IRM	156	16.49	-	71.98	30.57	14.10	19.89	16.45
Témoin		158	15.63	79.89	79.96	34.02	13.39	16.11	17.05
U13	T01	168	18.68	87.25	86.30	34.32	14.43	16.28	19.66
	T02	182	16.44	88.44	87.34	33.77	13.17	15.78	17.08
	T03	183	14.53	87.75	87.95	33.43	13.46	15.65	17.26
	IRM	184	18.26	93.45	-	32.10	14.72	19.36	18.54

TABLE 4.3 – Comparaison des distances obtenues (en cm) par les 3 techniques de recalage et les mensurations IRM (en cm), par différentes paires de points anatomiques spécifiques ; sur deux utilisateurs différents (U09 : femme de 1.56m et U13 : homme de 1.84m). Le témoin, au milieu, correspond à notre maquette de référence. Les distances présentées utilisent la numérotation des points proposée en figure 4.14.

La largeur du bassin (distance [11,14]) est très variable d'un recalage à l'autre, avec un écart type de 1.69cm pour U09 et de 2.13cm pour U13, soit environ 0.3% de la distance globale. De même, la largeur des épaules (distance [17,22]) est très variable d'un recalage à l'autre, avec un écart type de 6.38cm pour U09 et de 0.29cm pour U13, soit 0 à 1.6% de la distance globale. La largeur de la tête (distance [33,34]) présente peu de différence avec la maquette de référence pour les recalages T02 et T03 (entre 0.2cm et 0.7cm), le recalage T01 propose plus de variabilité.

Nous remarquerons qu'il y a très peu de différence avec la maquette de référence dans le cas de la profondeur de la cage thoracique (distance [08,39]), l'écart type entre l'ensemble des

recalages pour les deux utilisateurs étant de 0.36cm . De même, dans le cas de la profondeur de la tête (distance [42,43]), très peu de différence avec la maquette de référence est visible pour les recalages **T02** et **T03**. Le recalage **T01** offre plus de déformabilité à la maquette. Nous pouvons en déduire que pour l'ensemble des méthodes de recalage, une très faible déformabilité dans la profondeur de notre maquette de référence est possible.

Dans l'ensemble nous pouvons inférer que les trois recalages donnent, pour toutes les distances d'intérêt, des valeurs relativement similaires. La plus grande variabilité entre les techniques de recalage se trouvant dans la taille de l'avatar 3D, la largeur des épaules et la largeur du bassin (informations également visibles sur la figure 4.13). Ces évaluations seront à compléter et à mettre en regard de besoins spécifiques pour des visualisations de type RA.

4.5.2 Robustesse des résultats

Pour valider la robustesse de notre recalage complexe avec l'enveloppe de peau (recalage **T03**, voir section 4.4), nous avons choisi de capturer et recalcr plusieurs fois les mêmes personnes avec des tenues vestimentaires et des coiffures différentes. La figure 4.15 présente l'exemple de deux captures du même utilisateur portant des vêtements différents et ayant une coiffure différente.

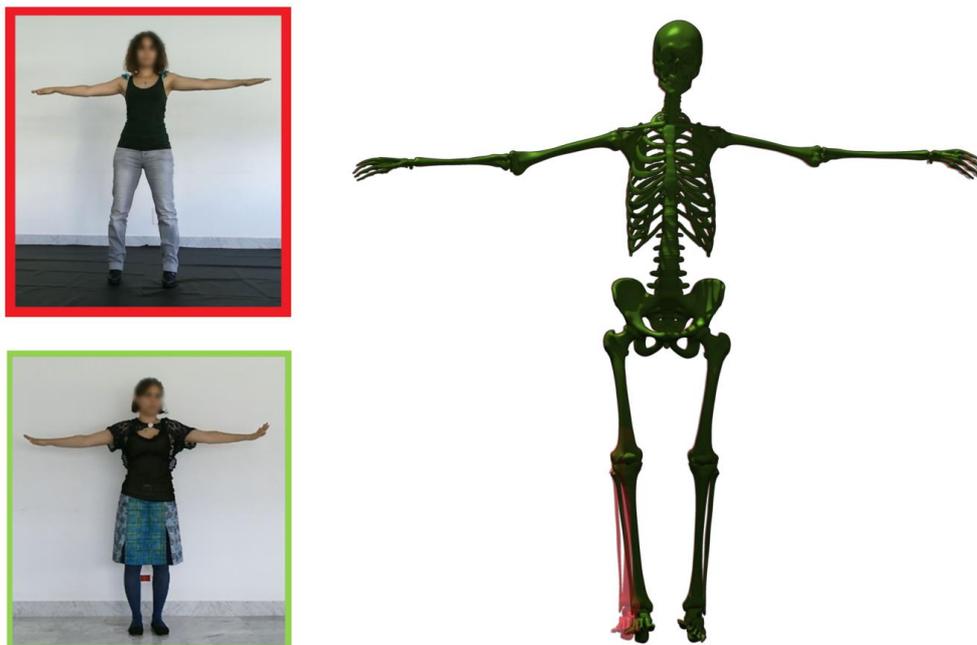


FIGURE 4.15 – Comparaison de deux recalages **T03**, du même utilisateur avec des tenues et coiffures différentes. Gauche : utilisateur en posture en T capturé via la Kinect. Droite : résultats quasi-identiques des deux recalages.

On peut voir à droite que le squelette recalé pour ces deux données est pratiquement identique, le squelette en rouge est légèrement plus gros (1.2%) que le squelette en vert. On remarque ces différences essentiellement dans la largeur du bassin et de la cage thoracique.

Cette comparaison permet la validation de notre méthode de recalage de peau (voir la section 4.4.1). En effet, on remarque que l'utilisation des cages (considérées comme une peau

simplifiée) permet moins de déformations ce qui nous permet de faire abstraction des vêtements tout en obtenant des anatomies reproductibles.

4.6 VALIDATION AVEC DONNÉES IRM

Dans la *section 2.2.6*, nous avons mentionné des différents types d'images médicales ainsi que de leurs propriétés (*ex.* : précision, structures anatomiques visibles, *etc.*).

La contribution majeure de notre travail, mais également son point le plus critique est le degré de proximité avec l'anatomie utilisateur-spécifique que l'on génère. Même s'il ne s'agit pas ici de construire un modèle de l'utilisateur conforme à son anatomie interne et à ces spécificités, nous visons la construction d'une anatomie correcte (comme défini en *section 4.1*, page 80). Pour évaluer nos résultats, nous utilisons des données IRM de deux utilisateurs comme vérité terrain, nous nous intéressons ici essentiellement au système squelettique. Les données IRM sont issues de l'étude A2H² visant la construction d'un modèle anatomique statistique du corps entier, dont le CHU de Grenoble est le promoteur.

Malgré le fait qu'il ne s'agisse pas ici de construire un modèle anatomique exact de l'utilisateur, par l'utilisation d'images IRM, nous visons à évaluer à quel point notre approximation est correcte.

Pour comparer nos résultats de recalage et les images IRM, nous avons placé des points spécifiques dans les données et comparé les distances les séparant. Pour les données IRM, les points spécifiques ont été placés par un clinicien. Notons que cela n'a été fait qu'une fois et donc que nous n'avons pas d'information quant à la variabilité de placement des points dans l'IRM. Pour les résultats de recalage, nous utilisons les mêmes points que ceux présentés en *section 4.5.1*, figure 4.14.

L'utilisation de données IRM nous permet d'obtenir aussi bien des points de validation externe qu'interne. Notons par exemple l'emplacement des clavicules, l'emplacement des trous sacrés (creux dans le dos dûs aux trous sur l'os du sacrum) comme points de validation extérieurs, et l'emplacement des têtes fémorales ou encore l'emplacement des trous orbitaux comme points de validation internes. Nous nous sommes limités à des points sur le squelette car la capture avec la *Kinect* n'est pas susceptible de renseigner précisément la position des organes internes. Les points cutanés sont, quant à eux, difficiles à localiser et à mettre en correspondance.

La figure 4.16 présente les données IRM de deux utilisateurs sur le plan frontal et sur le plan sagittal, côte à côte avec le modèle 3D utilisateur-spécifique obtenu. Pour une meilleure visualisation des similarités et différences entre ces données, on place l'avatar 3D - obtenu par recalage complexe avec peau normale (**T03**) - dans une posture similaire à celle de l'IRM en utilisant le squelette hiérarchique d'animation introduit dans la *section 2.5* sur le mouvement. Le tableau 4.3 donne les distances mesurées sur les IRM (en *cm*).

Après avoir comparé la taille (distance [00,01]) des utilisateurs dans l'IRM et celle des avatars 3D obtenus après recalage, on trouve une erreur moyenne entre 0.3% et 3.0%. Nous pouvons en déduire que la taille du corps trouvée par notre système est proche de la taille réelle de l'utilisateur.

Les données utilisateur-spécifique obtenues pour chaque recalage, donnent toujours un avatar 3D plus petit que la vérité terrain. Cette erreur est due en partie à la limitation de déformation

2. A2H : Atlas Anatomique Humain Corps Entier

au niveau de la tête.

La figure 4.9 montre que le nuage de points et la peau recalée sont très proches, notre peau de référence étant recalée sur un homme ou une femme. Mais qu'en est-il de l'anatomie interne ? Nous savons que les femmes ont un bassin plus large que les hommes pour permettre l'enfantement. Nous avons défini précédemment que la largeur du bassin (distance [11,14]) est très variable d'un recalage à l'autre. L'erreur de 0.4 à 1.4cm entre l'avatar 3D obtenu avec recalage **T01** et les données IRM laisse penser que la déformabilité réelle des os du bassin respecte bien la différence anatomique entre genres dans le cas du recalage **T01**. Ce n'est pas le cas des recalages **T02** et **T03** qui présentent une erreur allant de 1.1 à 2.77cm avec les données IRM. Ceci peut être dû à une déformabilité trop importante du bassin dans le cadre du recalage complexe.

Au cours de la capture de mouvements via *Kinect*, on observe beaucoup de changements dans la longueur des membres. Pour vérifier la validité de la longueur des membres de notre avatar 3D, on pointe des zones spécifiques sur les os longs comme les protubérances, ou têtes osseuses. Malgré le fait que les changements sont plus importants au niveau du membre supérieur (voir page 107), nous nous intéressons ici aux membres inférieurs : les membres supérieurs n'étant pas complets sur les données IRM.

Il est apparu en rapport aux données du tableau 4.3 que les distances des membres inférieurs (distance [11,13] et [14,16]) variaient peu quel que soit le recalage employé (écart type entre 0.5cm et 0.8cm). Nous avons remarqué qu'il manque entre 1 et 6 centimètres (environ 5.2%) dans la longueur des membres obtenus après recalage. Bien que ce pourcentage semble acceptable, en prenant en considération le bruit des données *Kinect* brutes (voir section 5.2 pour plus de détails), nous pouvons inférer que la longueur des membres inférieurs est trop petite, peu importe la méthode de recalage employée. La difficulté de détection des pieds pourrait expliquer cela ; une calibration spécifique pourrait être nécessaire.

Pour évaluer le réalisme du segment du torse, nous nous proposons de comparer la distance entre la tête osseuse de l'humérus droit et celle de l'humérus gauche (distance [17,22]). L'erreur moyenne entre nos résultats et les données IRM est assez grande (entre 4.11cm et 8.15cm) pour **U09**, et assez petite (entre 1.33cm et 2.22cm) pour **U13**.

En utilisant le plan sagittal comme point de vue de référence, on marque les points spécifiques permettant de retrouver la profondeur de la cage thoracique (distance [08,39]). La cage thoracique de l'avatar 3D est toujours moins profonde (3-4cm environ) que celle sur l'IRM. Cela peut être dû à la différence de posture pendant l'acquisition des données : dans le cas de l'IRM, l'utilisateur est allongé alors que pour la capture *Kinect*, il est debout. Cela peut également être dû à l'utilisation d'un nuage de points partiel au lieu d'un nuage de points complet que l'on pourrait obtenir en capturant et combinant les nuages de points de la face antérieure et postérieure de l'utilisateur.

La déformabilité de la tête étant minime par rapport à la maquette de référence, celle-ci s'en retrouve toujours plus petite (distance [33,34]). Du fait d'une capture *Kinect* sur le plan frontal, on observe également des erreurs de profondeur au niveau du crâne : la profondeur du crâne (distance [42,43]) est souvent éloignée de la vérité terrain ; surtout dans le cadre du recalage **T01** où il est plus profond.

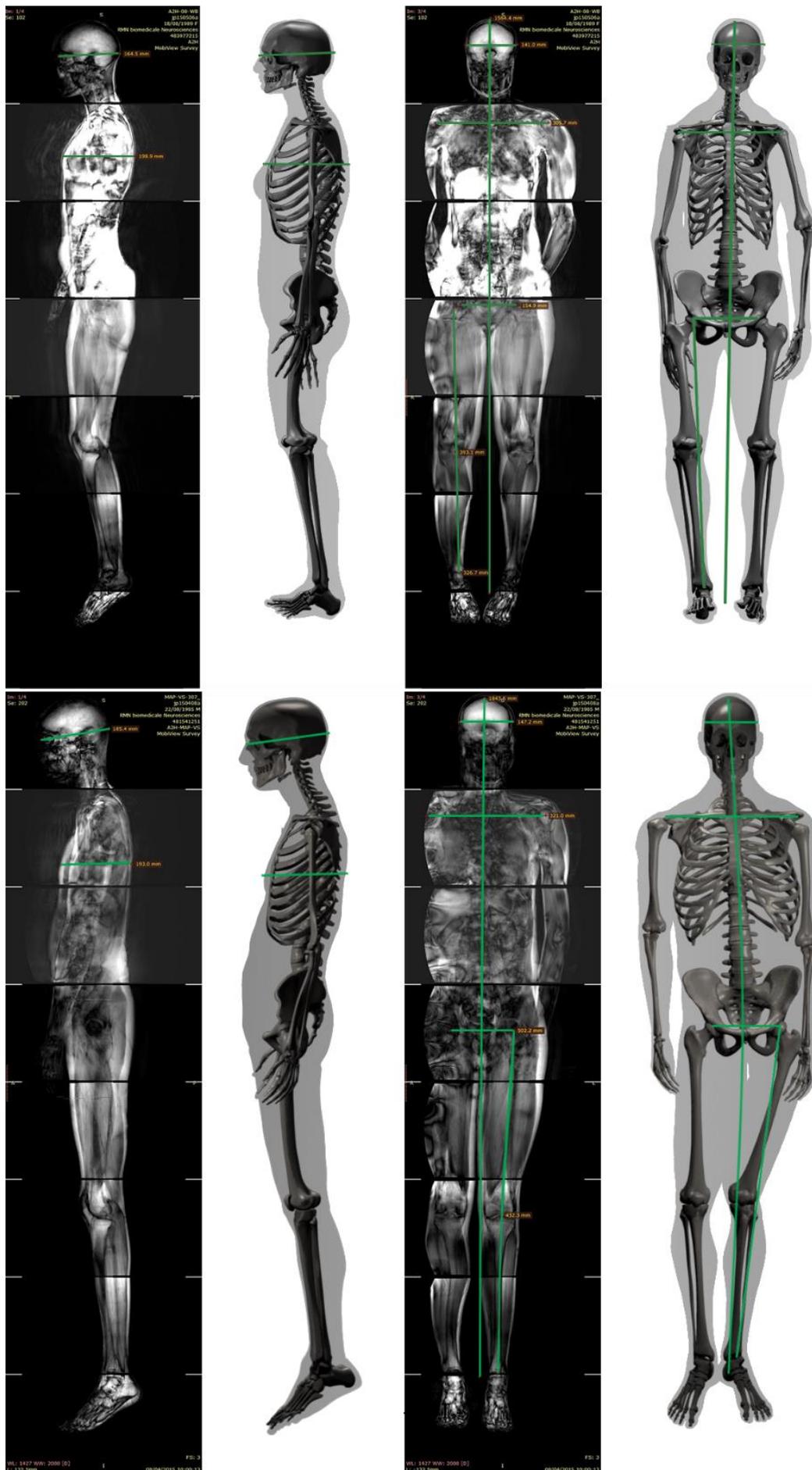


FIGURE 4.16 – Mesurations morphométriques (lignes vertes) utilisées pour comparer nos résultats à la vérité terrain (données IRM). Au-dessus : utilisateur U09, femme de 1.56m. En-dessous : utilisateur U13, homme de 1.84m.

4.7 CONCLUSION ET DISCUSSION

Ce chapitre introduit différentes méthodes de personnalisation d'une maquette de référence, par rapport aux données morphométriques d'un utilisateur-spécifique, développées au cours du doctorat. Basées sur l'idée d'obtenir une application de type miroir interactif, nous avons cherché à mettre en place des méthodes automatiques rapides (temps-réel ou temps-interactif).

Nous présentons trois méthodes permettant de générer automatiquement, et pour un large échantillon de morphotypes, une maquette anatomique 3D cohérente. Ces méthodes offrent des résultats similaires à quasi-identiques en fonction des segments anatomiques étudiés. Actuellement, seule la méthode de recalage par skinning a été testée en salon (avec beaucoup de passage), les deux méthodes de recalage complexe prenant trop de temps. Une amélioration possible serait le développement d'une version hybride tirant parti, en fonction des segments anatomiques de l'une ou l'autre de ces méthodes. Ceci pourrait permettre de gagner en performance et en précision.

Le système actuel ne prenant pas en compte les tissus adipeux, la maquette utilisateur-spécifique définie pour des personnes de forte corpulence s'en retrouve mal définie : une telle personne sera vue comme ayant une musculature importante. La création d'une carte du corps, basée sur une répartition statistique des tissus adipeux et de leur épaisseur, pourrait permettre de facilement éroder l'enveloppe de peau. Grâce à l'IMC d'un utilisateur et en connaissant son genre, il nous serait possible de paramétrer cette carte des tissus adipeux et ainsi obtenir une déformation plus réaliste des tissus mous à la façon de Dicko et collègues [88].

Nous avons vu que la profondeur de l'avatar 3D est généralement mal gérée par notre système. L'utilisation d'autres mesures morphologiques comme les cercles de mensurations 3D, ou encore l'utilisation d'un nuage de points complet de l'utilisateur, pourrait permettre de corriger ces erreurs.

En conclusion nos méthodes de recalage permettent d'obtenir un modèle utilisateur-spécifique avec des mensurations très proches des mensurations réelles de l'utilisateur, dans le cadre des utilisateurs étudiés. Une étude intéressante serait de voir si les méthodes sont plus performantes sur certains morphotypes que sur d'autres, cela pourrait également nous conduire à de nouvelles améliorations des méthodes actuelles.

Bien que les résultats soient encourageants, les comparaisons n'ont été effectuées que sur deux utilisateurs. L'obtention de plus de données IRM et leur utilisation dans le cadre de la validation de ces travaux permettrait d'avoir des chiffres plus généraux quant aux différences entre la maquette utilisateur-spécifique obtenue par recalage et la vérité terrain.

De plus, la reconstruction 3D à partir de données IRM pourrait permettre d'effectuer plus de comparaisons (*ex.* : forme, volume, courbure des os, *etc.*), mais rappelons ici que nous cherchons à définir une anatomie plausible par rapport à l'image de l'utilisateur et donc qu'il n'est pas nécessaire que celle-ci soit strictement identique.

CHAPITRE

5

CAPTURE ET RESTITUTION DE
MOUVEMENTS

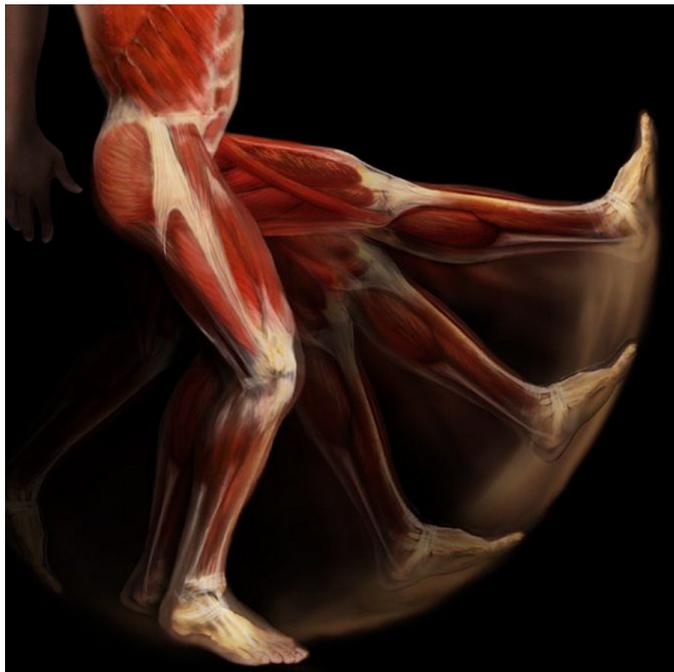


FIGURE 5.1 – *Mouvements de l'anatomie interne.* © Alexander Tsiaras.

5.1 INTRODUCTION

Par la création d'un miroir anatomique interactif, nous souhaitons pouvoir étudier et visualiser la dimension dynamique de l'anatomie à travers des phénomènes anatomiques spécifiques comme, par exemple, l'activité musculaire (voir [section 3.2.4](#)).

Nous avons vu en [section 2.5](#) que, pour définir un mouvement en informatique graphique, il y a trois éléments essentiels : la **structure de contrôle**, l'algorithme d'**enrobage géométrique**, et la méthode pour induire le mouvement (il s'agit ici de **capture de mouvement**).

5.1.1 Structure de contrôle et algorithme d'enrobage géométrique

Comme expliqué dans l'introduction de ce manuscrit, la contrainte de temps-réel, ou temps-interactif, nous place dans un contexte d'animation graphique par déformation de la maquette plutôt que sur une problématique de biomécanique. Nous avons fait le choix de visualiser le mouvement du corps entier, avec comme zone d'intérêt les membres inférieurs. La [section 3.1.3](#) donne la terminologie du mouvement : ensemble de termes permettant de définir l'ensemble des mouvements que le corps humain est capable d'effectuer.

Le système musculo-squelettique, structure anatomique d'intérêt pour nos travaux, est une structure articulaire. Comme expliqué en [section 3.1.2](#), le corps humain est composé d'un ensemble d'articulations définies en fonction de leurs degrés de liberté et de l'amplitude de mouvement qu'elles permettent. Pour se rapprocher au mieux du phénomène anatomique, nous avons fait le choix de définir et d'utiliser un squelette d'animation comme structure de contrôle pour pouvoir induire le mouvement.

Dans la [section 2.5.1](#), nous avons évoqué toutes sortes de méthodes de skinning, plus ou moins automatiques, et donnant des résultats plus ou moins satisfaisants. Pour notre travail, nous avons fait le choix d'implémenter la méthode du « *Linear Blend Skinning* » car elle est l'une des plus simple à implémenter.

De plus, nous savons que le LBS est la méthode la plus utilisée dans le domaine du jeu vidéo, domaine nécessitant une efficacité en terme de vitesse d'exécution, et porté sur le temps-réel. En effet, les deux moteurs de jeu les plus utilisés pour le développement de jeux vidéos sont *Unity* [[56](#)] et *Unreal Engine* [[20](#)], qui implémentent nativement le LBS.

5.1.2 Méthodes de capture de mouvements

Le fait que l'on souhaite utiliser des technologies simples et transportables nous place dans le contexte de capteurs relativement légers pour capturer l'utilisateur. Notre choix s'est porté sur les caméras RGB-D donnant une information de profondeur permettant de capturer simplement les mouvements d'un ou plusieurs utilisateurs. En page [56](#) nous avons évoqué différentes applications d'entraînement sportif et de fitness utilisant des capteurs RGB-D. À notre connaissance et à travers l'étude de ces applications, nous avons déterminé que, le capteur Microsoft *Kinect V2.0*, est celui qui fournit les meilleurs résultats en terme de capture de mouvements.

En [section 2.3.4](#), nous avons présenté plusieurs miroirs interactifs, voyons ici quelles sont les méthodes utilisées par chacun pour induire le mouvement.

Dans le cadre du « *Magic Mirror* » (page [42](#)), la capture d'un squelette d'animation se fait à l'aide de la librairie NITE. Pour améliorer le repositionnement des données anatomiques 3D, il est demandé aux utilisateurs de pointer sur leur propre corps 5 points anatomiques spécifiques

(*left acromion, right acromion, the manubrium, left anterior superior iliac spine, right anterior superior iliac spine.*) en début d'expérience [153]. Le système va alors définir les vecteurs de translations qu'il appliquera sur les articulations pour appliquer cette correction et ainsi obtenir un meilleur placement de l'anatomie.

Dans le cadre du « *Digital Mirror* » (page 43), il s'agit essentiellement d'un repositionnement dans l'espace de la maquette 3D à chaque pas de temps. La technologie Microsoft *Kinect* est utilisée pour déformer de façon rigide les segments anatomiques et ainsi permettre la visualisation d'une posture proche de celle de l'utilisateur.

La capture de mouvement proposée par le système « *Anatomie Spiegel* » (page 43), est basée sur la technologie Microsoft *Kinect* V2.0. En combinant cette technologie avec le moteur de jeu Unity [56], le système donne une animation lisse et réaliste.

Comme expliqué en page 44, le « *Musculoskeletal-see-through mirror* » base sa capture de mouvements sur un système multi-caméras. De plus, il utilise des capteurs EMG pour obtenir l'activité musculaire, information spécifique qu'il présente de façon visuelle par la suite en changeant leur couleur respective (jaune pour un muscle peu contracté et rouge pour un muscle complètement contracté).

5.1.3 Plan du chapitre

Dans la suite de ce chapitre, nous présentons *section 5.2* différents systèmes de capture légers de type *Kinect*, en mettant l'accent sur la technologie Microsoft *Kinect* V2.0 que nous utilisons.

La *section 5.3* présente les différentes étapes pour la création de notre structure de contrôle et le système développé pour obtenir des articulations anatomiquement correctes.

La *section 5.4* présente en détails l'algorithme d'enrobage que nous avons utilisé ainsi que les correctifs permettant d'éviter les artefacts lors de la déformation géométrique.

Nous proposons en *section 5.5* l'évaluation de notre système de capture complet faite grâce à une étude utilisateur dont le formulaire est disponible en *annexe C*.

La *section 5.6* nous permettra de conclure sur cette contribution et donnera quelques perspectives d'amélioration et de travaux futurs sur le thème de la capture de mouvements dans le contexte de nos travaux.

5.2 CAPTURE DE MOUVEMENTS AVEC *Kinect*

En *section 2.5.2* nous présentons les éléments composant la caméra *Kinect* ainsi que les sorties de celles-ci. Nous nous intéressons ici au système de capture d'un utilisateur, proposé par le SDK *Kinect* ainsi que ses limitations.

Conditions optimales de capture Kinect

La *Kinect* ne nécessite pas de condition lumineuse spécifique pour capturer l'utilisateur. En évitant de diriger les sources lumineuses vers le capteur vidéo et en privilégiant l'éclairage naturel, l'image couleur haute résolution donnée par la *Kinect* en devient plus exploitable.

Pour obtenir des résultats plus justes au niveau de la capture des articulations du membre inférieur, la *Kinect* doit être à hauteur de 60cm maximum du sol, c'est ce que Pfister et collègues [172] ont défini. Cette hauteur va permettre de mieux capturer les mouvements effectués en posture accroupie.

Nous avons observé que si le corps de l'utilisateur est reflété, par exemple sur le carrelage ou dans un miroir, la *Kinect* peut considérer le sol comme faisant parti intégrante de la silhouette utilisateur. Cela peut induire des erreurs, par exemple dans la longueur du membre inférieur dans le cas de reflets sur le carrelage.

Les rayons infrarouges nous permettent d'obtenir une information de profondeur mais ne nous permettent pas de visualiser un objet se trouvant derrière un autre ce qui crée des problèmes d'occultation. L'occultation plus ou moins importante d'un utilisateur peut nuire à la capture du squelette d'animation *Kinect*. Cette occultation peut être de deux natures : l'utilisateur se trouve en partie derrière un obstacle (fixe ou mobile) ou alors, dû à la posture de l'utilisateur, celui-ci cache une partie de son corps au capteur.

5.2.1 *Kinect* et squelette d'animation

Nous avons vu en *section 2.5.2* que la *Kinect* offre la possibilité de capturer les mouvements de 6 utilisateurs et que pour chacun, elle renvoie un squelette d'animation composé de 25 articulations. Nous considérons ces 25 articulations comme étant les articulations principales du corps humain. Malgré le fait que ce nombre limité risque de limiter les mouvements possibles, nous avons choisi, dans un premier temps, de garder cette structure simplifiée pour représenter le corps de l'utilisateur.

Pour corriger le problème d'occultation dont nous avons parlé précédemment, la *Kinect* propose des repères qu'elle estime juste. Une variable « d'état » est associée à chaque articulation et nous permet de savoir si la *Kinect* considère celle-ci comme capturée de façon juste, inférée en fonction des autres articulations ou encore si l'articulation n'est pas du tout capturée.

Comme expliqué précédemment, la silhouette de l'utilisateur permet à la *Kinect* de définir les articulations. Malheureusement, cette silhouette peut être faussée : par des surfaces réfléchissantes, par des objets dans l'arrière-plan, par des vêtements amples, ou encore par la coiffure de l'utilisateur.

Orientation du corps de l'utilisateur en fonction du point de vue Kinect.

Pour connaître les limites en terme d'orientation du corps de l'utilisateur par rapport au point de vue *Kinect*, nous avons mis en place deux expériences. Pour la première (voir figure 5.2.a), il s'agit de se mettre en posture en T et de tourner autour de l'axe vertical du corps en effectuant une pause de 2 secondes tous les 15 degrés environ. Pour la seconde séquence (voir figure 5.2.b), il s'agit de se mettre en posture en U et de tourner autour de l'axe vertical du corps. Tous les 15 degrés environ, l'utilisateur va effectuer une pause de 2 secondes environ, effectuer un mouvement de squat (généflexion), puis refaire une pause de 2 secondes avant de continuer.

Grâce à ces deux séquences et à la variable état des articulations, nous avons pu déterminer les orientations critiques du corps par rapport à la *Kinect*. On estime le résultat d'une capture de mouvement « cohérent » lorsque plus de la moitié des articulations sont considérées justes par la *Kinect*. Ceci repose sur l'utilisation de la variable d'état définie par la *Kinect* pour chaque articulation. Par rapport à notre expérience, c'est le cas tant que le corps ne dépasse pas 60 degrés (en positif ou en négatif) par rapport au plan frontal. Notons également que plus l'angle est élevé plus l'amplitude de mouvement est limitée pour garder des résultats cohérents, de plus, nous avons également remarqué qu'un utilisateur de dos est considéré comme étant de face par la *Kinect*. Notons que ceci est dû au problème d'auto-occultation évoqué précédemment. Pour

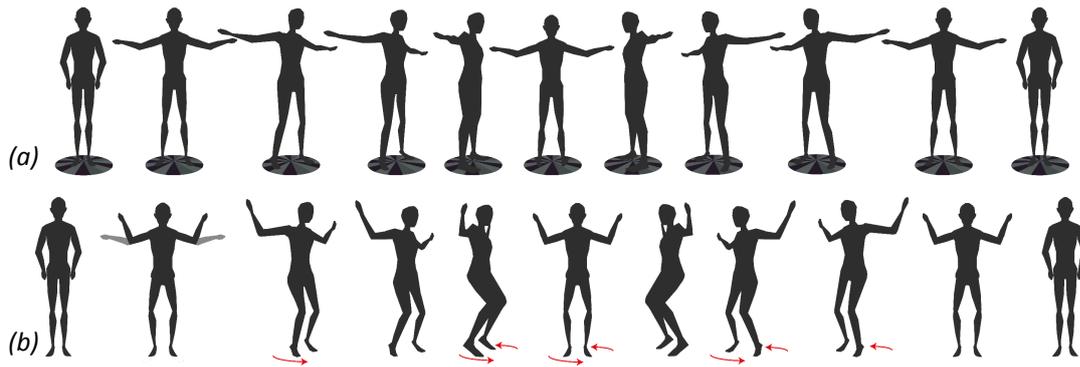


FIGURE 5.2 – Schéma de deux séquences Kinect pour définir les limites critiques en terme d'orientation du corps par rapport au point de vue Kinect.

de meilleurs résultats, nous conseillons aux utilisateurs de rester dans le plan frontal par rapport au point de vue de la Kinect.

Qualité du squelette d'animation donné par Kinect

Nous avons, dans un premier temps, choisi d'observer la fluctuation de la longueur des segments du membre supérieur. Nous avons mis en place une séquence pendant laquelle l'utilisateur va effectuer une flexion/extension du bras gauche (rotation de l'articulation du coude d'environ 160 degrés) en effectuant des pauses de deux secondes tous les 35 degrés environ. Cette séquence est déclinée en trois versions : dans la première, la main est fermée (voir figure 5.3.a), dans la seconde, la main est ouverte et le plat de la main reste dans le plan frontal (voir figure 5.3.b), dans la troisième, la main est ouverte et le plat de la main reste dans le plan transversal (voir figure 5.3.c).

Le tableau 5.1 donne pour chaque séquence et pour les deux segments d'intérêt (segment épaule-coude et segment coude-poignet) : la longueur moyenne, la fluctuation des valeurs (plus grande valeur - plus petite valeur) et l'écart type. Les lignes « témoin » présente les données mesurées directement sur l'utilisateur, bras plié.

Longueur de segment	figure 5.2.a	figure 5.2.b	figure 5.2.c
Segment épaule-coude (témoin)	21.5		
Segment épaule-coude (moyenne)	20.44	22.02	19.42
Segment épaule-coude (fluctuations)	6.12	4.73	5.06
Segment épaule-coude (écart type)	0.5	1.2	1.1
Segment coude-poignet (témoin)	22.3		
Segment coude-poignet (moyenne)	21.18	21.37	19.89
Segment coude-poignet (fluctuations)	7.23	7.78	7.79
Segment coude-poignet (écart type)	1.6	1.2	2.0

TABLE 5.1 – Tableau récapitulatif des mesures (en cm) faites à partir des séquences présentées en figure 5.2 : longueur du segment épaule-coude et longueur du segment coude-poignet.

Nous pouvons remarquer que les distances moyennes obtenues fluctuent en fonction de la forme de la main. Par exemple, la longueur des segments obtenues avec la séquence 3 (voir figure 5.2.c) sont plus petites de 2 à 2.5cm environ par rapport aux données témoin. Ceci peut

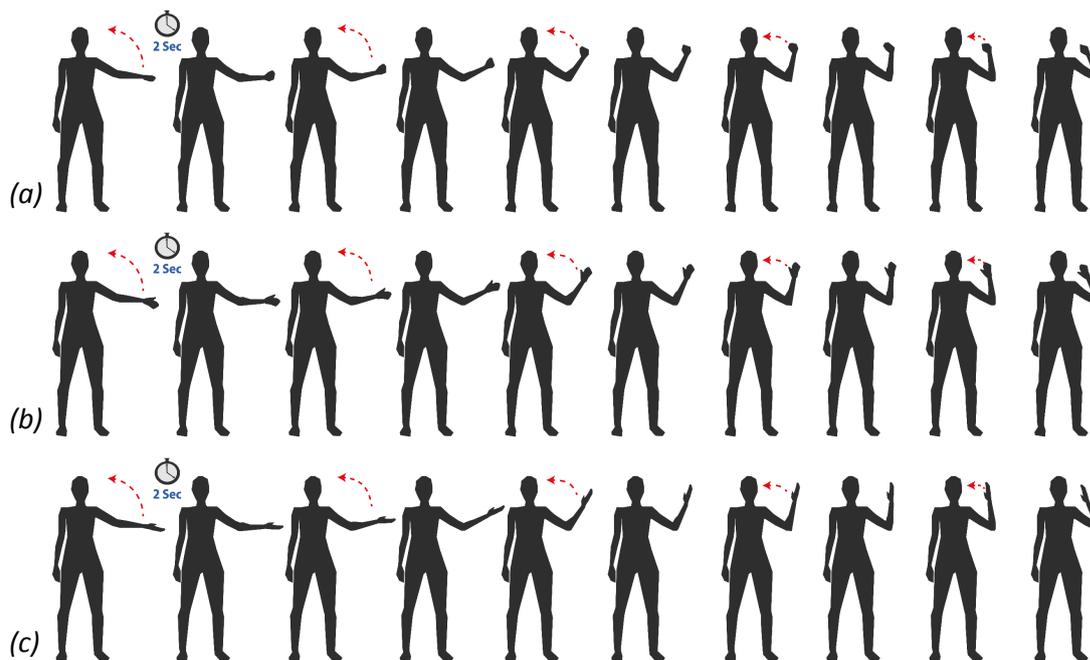


FIGURE 5.3 – Schéma de trois séquences Kinect pour observer la fluctuation de longueur des segments du membre supérieur.

être dû au fait que la main à plat représente moins de pixels, ce qui peut fausser la capture de silhouette de la Kinect. On remarque que, pour toutes les données l'écart type est assez faible (entre 0.5cm et 2.0cm), mais que les fluctuations peuvent être très grandes (jusqu'à 7.79cm). Ceci nous conforte sur le fait que l'utilisation des positions données par la Kinect, sans contraintes de distances entre articulations, peut engendrer des artefacts visuels sur la maquette anatomique dans les zones articulaires (ex. : séparation ou inter-pénétration des os).

Dans un deuxième temps, nous avons choisi d'observer le positionnement des articulations des mains (poignet, paume de la main, pouce et bout des doigts) dans l'espace. Pour ce faire, nous avons donné à l'utilisateur une baguette rigide à tenir entre les mains. La baguette permettant de maintenir la distance entre les mains à 50cm. L'utilisateur a alors effectué des mouvements de bras divers (ex. : balancement des bras de bas en haut, mouvement de rameur, balancement des bras de gauche à droite, etc.). La figure 5.4 schématise les mouvements effectués par l'utilisateur.

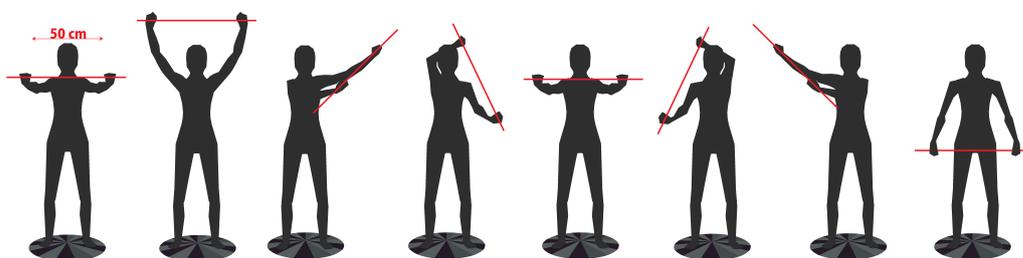


FIGURE 5.4 – Schéma d'une séquence Kinect permettant d'évaluer la répétabilité et précision de mesure de la position des articulations des mains données par Kinect.

Le tableau 5.2 donne pour chaque distance d'intérêt (distance entre poignets, distance entre paume des mains, distance entre bout des doigts des deux mains, distance entre pouces) : la longueur moyenne, la fluctuation des valeurs (plus grande valeur - plus petite valeur) et l'écart type.

Longueur (entre deux mains)	Valeur Moyenne	Fluctuations	Écart Type
Segment poignet	55.78	25.03	3.1
Segment paume	57.08	29.41	2.0
Segment bout des doigts	56.91	27.2	4.5
Segment pouce	56.91	36.37	2.1

TABLE 5.2 – Tableau récapitulatif des mesures (en cm) faites à partir de la séquence présentée en figure 5.4, distance entre - poignet, paume de la main, bout des doigts, pouce - du membre supérieur droit et du membre supérieur gauche.

Si nous comparons les données entre elles, nous pouvons voir dans l'ensemble que la valeur moyenne est supérieure à la valeur attendue de 6 à 7cm, en considérant que le poing de l'utilisateur mesure environ 8.5cm de large, nous pouvons estimer ces erreurs comme explicables. Par rapport à cette même considération, nous pouvons également estimer, sur une séquence de mouvements, que l'écart type est acceptable. Malheureusement, nous pouvons voir que les fluctuations sont énormes en ce qui concerne ces articulations ce qui implique un bruit important dans l'animation des mains pendant la capture de mouvements.

Squelette d'animation et problèmes rencontrés

La figure 5.5 met en avant les problèmes articulaires liés à la *Kinect* qui se répercutent sur le système anatomique. Prenons comme exemple : déconnexions des têtes osseuses au niveau de l'épaule en figure 5.5.a, inter-pénétration des os au niveau du genou en figure 5.5.b, orientation non anatomiquement correcte du pied au niveau de la cheville en figure 5.5.c.

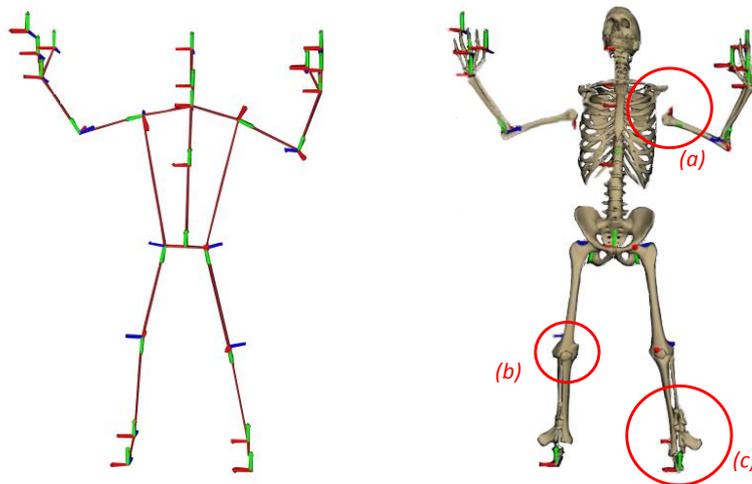


FIGURE 5.5 – Gauche : visualisation en bâtons du squelette d'animation *Kinect*. Droite : visualisation d'une anatomie utilisateur-spécifique attachée au squelette d'animation *Kinect*.

Le bruit dans les données *Kinect* est tel qu'il empêche une visualisation réaliste des mouvements. [184] utilise une base d'exemples pour apprendre à son système comment corriger les postures initialement capturées. Dû au fait que la capture de mouvements est une étape critique, d'autres méthodes telles que [201] ou [197] n'utilisent que la carte de profondeur et réimplémentent leur propre algorithme de capture basé sur des probabilités ou estimations de postures. [203] utilise une approche *multi-Kinects* (utilisation du nuage de points dérivé des cartes de profondeur) ainsi que des règles anatomiques pour obtenir une animation réaliste. Dans ces travaux, il ne s'agit pas de capture corps complet mais uniquement des membres : soit du membre supérieur, soit du membre inférieur.

Nous avons choisi de créer un système de contrôle de mouvement utilisant en entrée les données *Kinect* et permettant de les corriger de façon significative.

5.3 STRUCTURE DE CONTRÔLE DU MOUVEMENT

La figure 5.6 présente le pipeline de notre système de suivi de mouvements.

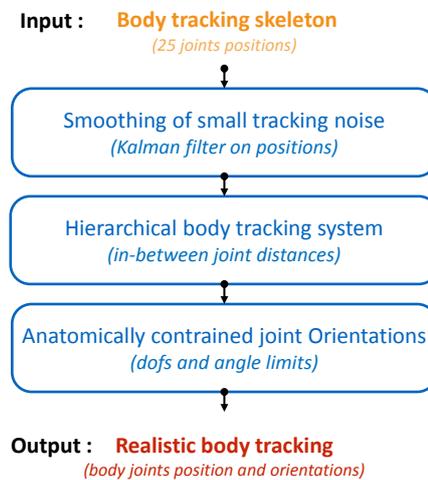


FIGURE 5.6 – Pipeline définissant les étapes nécessaires au repositionnement de notre squelette hiérarchique à chaque pas de temps t .

À chaque pas de temps, on récupère les 25 repères articulaires fournis par la *Kinect* pour l'utilisateur principal. Pour lisser le bruit dans les données de suivi, on applique alors un filtre de *Kalman* [121] sur la position des articulations, de façon indépendante les unes par rapport aux autres. L'intervalle entre deux valeurs étudiées détermine le filtre, plus il est grand : plus il faudra attendre avant le lancement effectif du filtre, plus les données seront filtrées (plus d'écart entre les positions), plus il introduira de la latence dans la capture de mouvement. Dans notre cas, un intervalle d'environ une demi-seconde entre chaque valeur permet le meilleur résultat.

On définit une structure hiérarchique entre les articulations en contraignant la distance inter-articulation et en recalculant les orientations à partir des positions filtrées. Ensuite, on applique des contraintes anatomiques sur l'orientation des articulations.

Ce travail est associé à la publication pour "*Motion in Games*" (MIG) 2016 intitulée « *Anatomical Mirroring : Real-time User-specific Anatomy in Motion Using a Commodity Depth Camera* » [64].

5.3.1 Système hiérarchique

Notre squelette de capture de mouvement hiérarchique est composé de 25 articulations pour correspondre au squelette d'animation donné par le SDK *Kinect*. Pour définir chaque articulation f , la position et l'orientation de son articulation parente p sont requises. On commence par définir les articulations de la racine du squelette *spine base* (articulation placée à la base de la colonne vertébrale) vers les feuilles (ex. : *hand tips* (articulations placées au milieu des mains), *foot* (articulation placée au milieu des pieds), *head* (articulation placée au milieu de la tête)). L'articulation racine est définie grâce à la position filtrée et l'orientation données par *Kinect*.

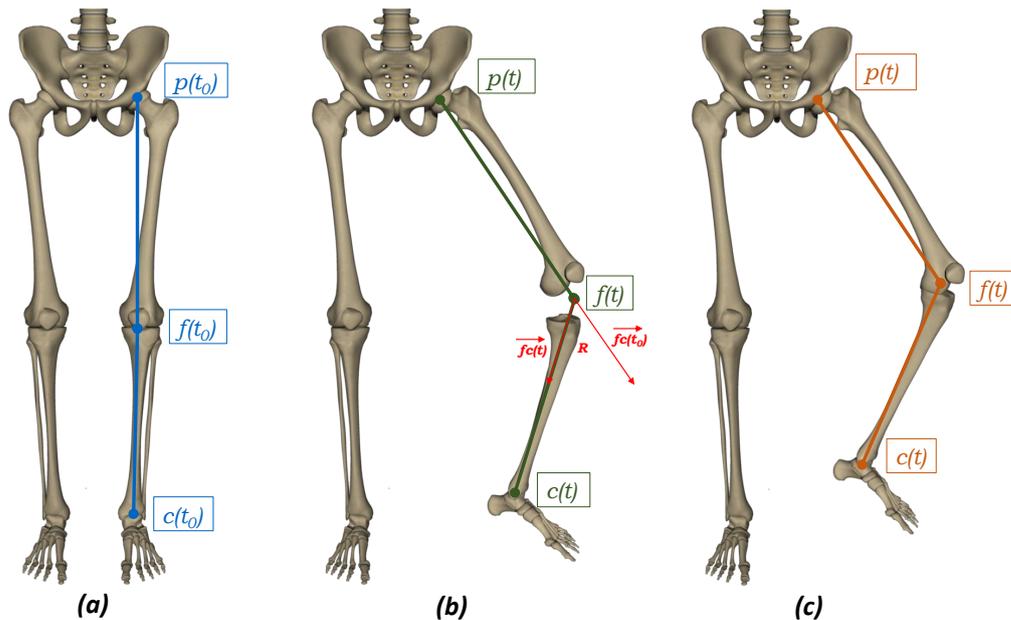


FIGURE 5.7 – (a) : notre squelette hiérarchique de capture de mouvement à l'instant (t_0). (b) : squelette d'animation *Kinect* à chaque pas de temps (t). (c) : notre résultat : squelette hiérarchique à chaque pas de temps (t).

Notons, que pour un même mouvement, l'amplitude de celui-ci diffère en fonction de la longueur des segments anatomiques. Aussi, en appliquant le mouvement d'une personne de grande taille sur un squelette d'animation prévu pour une personne de petite taille, cela risque d'engendrer un décalage entre les données et le mouvement de l'utilisateur.

À l'instant initial t_0 (voir figure 5.7.a), la position de chaque articulation est définie par notre maquette de référence et la longueur des segments anatomiques connue après recalage (voir section 4). L'orientation de chaque articulation est calculée grâce à l'orientation initiale des articulations définie par le SDK *Kinect*.

La longueur des segments de notre système articulaire étant très proche de celle de l'utilisateur, nous pouvons faire abstraction des problèmes d'amplitude dans le mouvement.

L'avantage de l'utilisation d'un squelette hiérarchique est l'obtention de la posture du corps à chaque pas de temps t en utilisant uniquement la rotation des articulations. On utilise la posture actuelle du squelette d'animation *Kinect* pour récupérer ces rotations.

La plupart du temps, l'orientation donnée par *Kinect* est incorrecte (voir section 5.2.1 pour plus de détails) et les erreurs s'accroissent du fait du positionnement relatif. Nous avons choisi de recalculer ces orientations d'après les positions absolues en 3D des articulations pour corriger

cela. Pour chaque articulation, on considère le segment anatomique mobile (*ex.* : pour l'articulation du genou, on considère le segment défini entre le genou et la cheville). On considère R , la plus petite rotation entre la direction initiale de l'axe du segment ($fc(t_0)$) et sa direction actuelle ($fc(t)$) : voir figure 5.7.b. La matrice de rotation 3x3 R correspond à la rotation d'angle α autour de l'axe *axis*. Pour plus de détails, voir équation 5.1 et équation 5.2.

$$\alpha = \text{asin} \left(\left\| \vec{fc}(t_0) \wedge \vec{fc}(t) \right\| \right) \quad (5.1)$$

$$\text{axis} = \frac{\left(\vec{fc}(t_0) \wedge \vec{fc}(t) \right)}{\left\| \vec{fc}(t_0) \wedge \vec{fc}(t) \right\|} \quad (5.2)$$

La figure 5.7.c montre notre squelette hiérarchique de capture de mouvement à chaque pas de temps t .

5.3.2 Corrections des articulations

Systèmes articulaires

En observant les données en sortie des capteurs *Kinect*, nous avons observé qu'il arrive régulièrement que les articulations soient mal articulées, par exemple en tournant sur des axes qui ne sont anatomiquement pas permis (voir section 3.1.2 sur les types articulaires) ou encore en dépassant les angles extrêmes, que le corps peut, en moyenne, effectuer.

Shao et collègues [183] proposent une méthode innovante et intuitive pour la création de systèmes articulaires au comportement anatomiquement correct. La force de cette méthode est dans l'ajustement simple des articulations permettant un retour en temps-interactif. Cette méthode a été testée avec succès sur des articulations complexes comme les articulations des épaules et de la colonne vertébrale.

Engell-Nørregård et collègues [159] proposent, la création d'un champ de distance déterminant, sur trois degrés de liberté, les mouvements possibles pour une articulation donnée. La limitation actuelle de cette méthode est l'utilisation de mémoire, en effet : plus l'articulation est expressive, plus elle nécessite de mémoire pour encoder l'information.

Notre système : corrections anatomiques

Pour corriger les comportements non anatomiquement corrects dus à des erreurs de capture - basé sur des connaissances anatomiques - chaque articulation du squelette est contrainte en limitant le nombre de ces degrés de liberté en rotation. Par exemple, l'articulation du genou peut être approximée par une articulation en charnière (1 degré de liberté) ; l'articulation de la hanche est quant à elle de type sphérique (3 degrés de liberté). Ceci est fait en contraignant un quaternion en utilisant des contraintes sur les angles d'Euler pour trouver la matrice de rotation la plus proche définie uniquement par les axes valides et dans la limite articulaire. Les calculs sont faits à l'aide de la librairie *Geometric Tools* [89].

Les corrections sont appliquées de la racine du squelette hiérarchique aux feuilles. Lors du traitement d'une articulation, l'articulation mère corrigée est prise en compte. Il est donc possible, dans certains cas extrêmes (*ex.* : une posture aberrante) que le résultat obtenu soit très différent de la posture initialement proposée par *Kinect*.

La figure 5.8.a illustre en rouge des données brutes de la *Kinect* et en gris le résultat obtenu après l'application des contraintes articulaires. Pour ajouter encore plus de réalisme au résultat, des limites articulaires sont ajoutées à chaque axe de rotation. La figure 5.8.b met en avant l'utilisation de ces limites articulaires : en rouge les données brutes *Kinect*, en gris le résultat obtenu après application des limites.

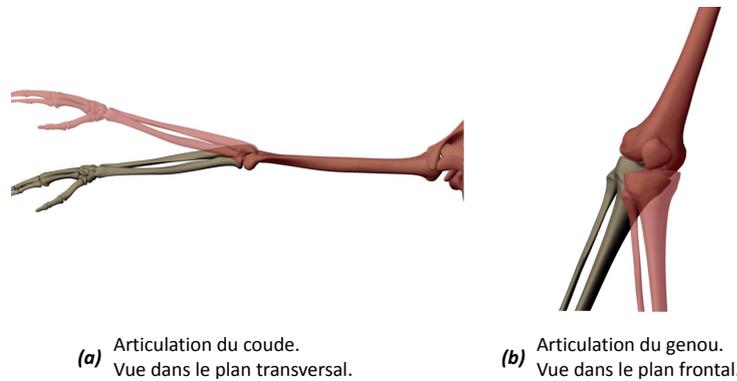


FIGURE 5.8 – Données *Kinect* en rouge, nos résultats en gris. (a) Articulation *Kinect* hors des limites angulaires. (b) Erreurs sur le type d'articulation *Kinect* (degrés de liberté).

Une étude utilisateur montre que la précision obtenue est suffisante pour superposer l'anatomie utilisateur-spécifique sur la carte de couleur. Plus de détails sur cette étude utilisateur dans la section suivante (voir section 5.5).

5.4 SKINNING DE LA MAQUETTE ET CORRECTIFS

Nous avons présenté jusqu'à maintenant notre maquette anatomique (voir section 3.2.2 et section 4) ainsi que notre système de contrôle (voir section 5.3). Nous allons maintenant voir comment associer les deux, à l'aide d'une méthode d'enrobage, pour pouvoir visualiser notre maquette anatomique en mouvement.

5.4.1 Algorithme du Linear Blend Skinning

En section 5.1 nous avons expliqué notre choix quant à l'algorithme de skinning. L'équation 5.3 exprime le LBS pour chaque point P du maillage en fonction de sa position initiale P_0 . La transformation est définie comme la somme $\sum_{i=0}^3$ des matrices de déformation $M[index[i]]$; chacune étant définie par un repère d'indice $index[i]$ influençant le point, et pondérée par leur poids respectif $w[i]$. Dans le cas de points influencés par moins de 4 repères, les tableaux sont complétés par des indices arbitraires avec une pondération nulle; la somme des pondérations devant faire 1.

$$LBS : P = \sum_{i=0}^3 M[index[i]] * P_0 * w[i] \quad (5.3)$$

La figure 5.9 présente, à titre indicatif, les influences du skinning sur la géométrie de notre maquette de référence (système musculaire, système squelettique et organes). Nous pouvons

voir que les influences sur les tissus mous (système musculaire et organes) sont partagées entre plusieurs articulations du squelette d'animation, mais que les influences sur les tissus rigides (système squelettique) sont associées à une seule articulation.

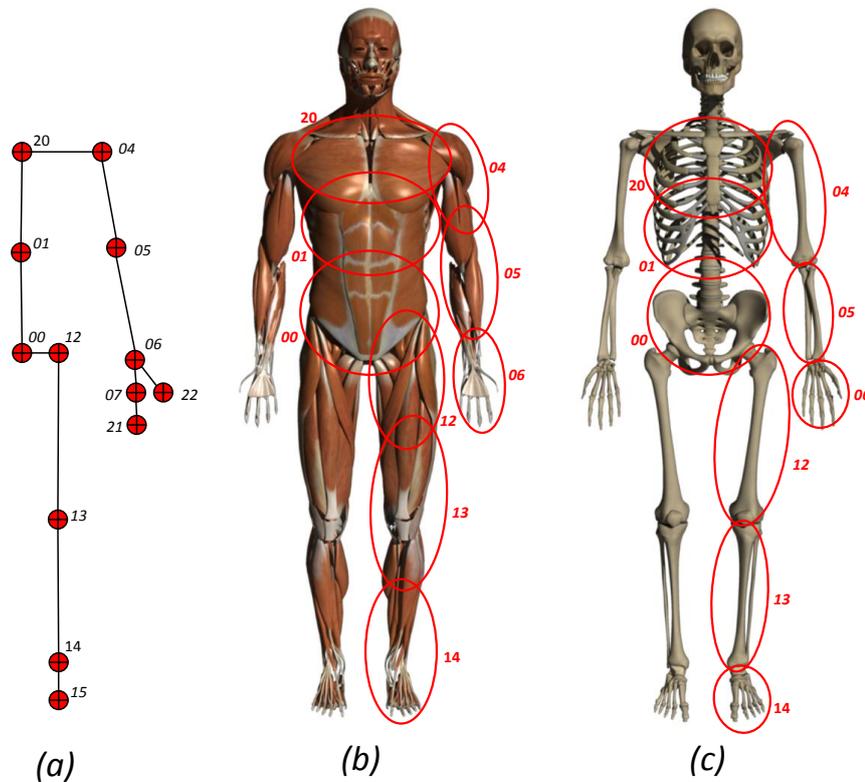


FIGURE 5.9 – (a) Squelette d'animation partiel (présenté en entier figure 2.35), (b) Poids de skinning sur le système musculaire, (c) Poids de skinning sur le système squelettique.

Rappelons ici que la définition des poids de skinning a été faite à la main par des graphistes grâce au logiciel d'animation Maya [13]. Notons également que, la géométrie ne changeant pas après recalage (voir section 4), les poids de skinning ont été définis pour la maquette de référence et sont identiques pour tout utilisateur.

5.4.2 Correctifs de skinning : les Blend Shapes

Une « Blend Shape » est définie en fonction d'une configuration spécifique de la structure de contrôle : position et orientation des éléments de contrôle. Appelé également « cible de morphing », la Blend Shape est une duplication du maillage étudié, sur laquelle des corrections ont été appliquées (essentiellement déplacement des points et des triangles) pour obtenir la forme voulue. De façon générale, plusieurs Blend Shapes peuvent être définies pour un même maillage et elles sont souvent utilisées pour définir des expressions faciales. Une Blend Shape va permettre de faire varier la position des points voulus entre 2 bornes extrêmes (ex. : joues rentrées et joues gonflées).

Nous avons évoqué en section 2.5.1 des méthodes de correction du skinning. L'idée derrière les Blend Shapes est similaire : il s'agit, pour une posture spécifique (corps complet, ou parties

du corps) de déplacer les points de la géométrie pour corriger des artefacts. Dans notre cas, il s'agit d'éviter l'inter-pénétration des structures anatomiques.

L'équation 5.4 exprime le LBS avec Blend Shapes. Notons qu'il est souvent nécessaire de définir plusieurs Blend Shapes pour un même maillage ; nous avons choisi de définir 4 Blend Shapes maximum. Pour pouvoir comparer le LBS simple et cette version améliorée, l'expression des termes utilisée ici est identique à celle en équation 5.3, de ce fait, nous ne présenterons ici que les nouveaux termes. On ajoute à la position initiale P_0 , la somme $\sum_{s=0}^3$ des Blend Shapes ; chacune étant définie par son vecteur de transformation $d[s]$ pondéré par son poids $d_w[s]$. Comme pour la somme $\sum_{i=0}^3$, dans les cas où moins de 4 Blend Shapes sont appliquées au sommet, les tableaux sont complétés par des indices de Blend Shape arbitraires avec une pondération nulle ; la somme des pondérations devant faire 1.

$$LBS_{BS} = \sum_{i=0}^3 M[index[i]] * (P_0 + \sum_{s=0}^3 d[s] * d_w[s]) * w[i] \quad (5.4)$$

Comme pour les poids de skinning, les Blend Shapes ont été définies, pour la maquette de référence, à la main par des graphistes grâce au logiciel d'animation Maya [13]. Une Blend Shape est un champ local de déformation de la géométrie, elle aura donc un effet plus marqué sur une personne maigre (beaucoup de déformation) que sur une personne corpulente (peu de déformation). Nous appliquons les ratios de déformation appliqués aux segments anatomiques au cours du recalage (voir section 4.2.2) aux Blend Shapes, pour obtenir un champ de déformation proportionnel au morphotype de l'utilisateur et ainsi éviter cet effet indésirable.

Dans un premier temps, nous avons choisi de mettre en place des Blend Shapes pour la partie du torse, car c'est dans cette zone anatomique que les problèmes sont le plus visibles (ex. : organes qui sortent de la cage thoracique, muscles qui traversent les côtes, etc.). Quatre Blend Shapes ont été créées pour prendre en compte quatre mouvements : torsion de la colonne sur la gauche, torsion de la colonne sur la droite, torsion de la colonne en avant et torsion de la colonne en arrière.

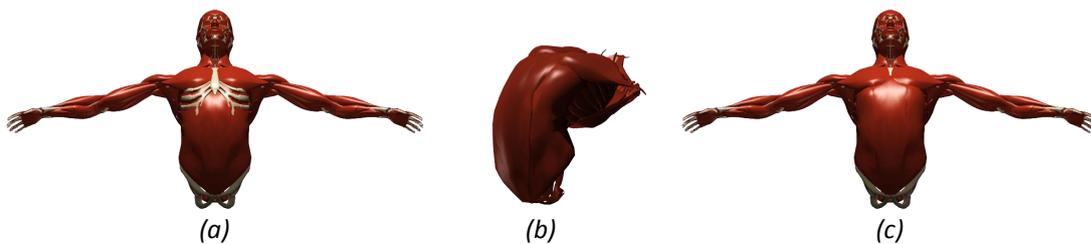


FIGURE 5.10 – Blend Shape dépendante de l'orientation des articulations de la colonne et permettant de corriger des artefacts (ici, muscles pénétrant dans la cage thoracique). (a) Sans la Blend Shape. (b) Champ de déplacement défini par la Blend Shape. (c) Avec application de la Blend Shape.

La figure 5.10 présente la Blend Shape la plus importante qui concerne la torsion de la colonne vers l'arrière. Nous présentons en figure 5.10.a la visualisation de notre maquette sans la Blend Shape, en figure 5.10.b le champ de déplacement défini par la Blend Shape et en figure 5.10.c la visualisation de notre maquette avec la Blend Shape corrective appliquée.

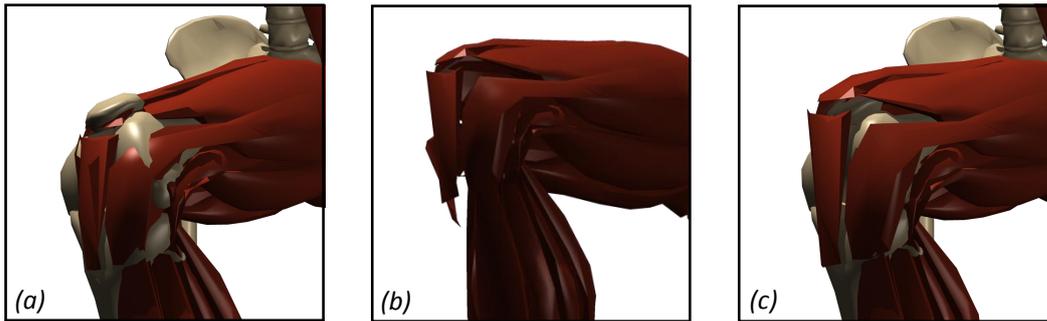


FIGURE 5.11 – Blend Shape attachée à l’articulation du genou, permettant de corriger la déformation du muscle « *rectus femoris* », lors du mouvement de flexion/extension. (a) Sans la Blend Shape. (b) Champ de déplacement défini par la Blend Shape. (c) Avec application de la Blend Shape.

Comme évoqué à multiple reprises, nous avons choisi de traiter les membres inférieurs comme zone d’intérêt. Le mouvement de prédilection étant la flexion/extension du genou, nous avons déterminé comme primordial le fait de corriger les erreurs de skinning visibles au cours de ce mouvement. En figure 5.11.a nous présentons la visualisation de notre maquette sans la Blend Shape, en figure 5.11.b le champ de déplacement défini par la Blend Shape et en figure 5.11.c la visualisation de notre maquette avec la Blend Shape corrective appliquée. Cette Blend Shape permet de corriger la déformation du muscle « *rectus femoris* », lors du mouvement de flexion/extension.

Rappelons que les informations sur les maillages sont présentées en section 3.2.2. La section 6.2.1, page 126, donne des détails supplémentaires. Notons que, dans le cas de l’application des quatre Blend Shapes du torse, le nombre d’images par seconde obtenu est diminué. Bien que les Blend Shapes puissent aider à corriger des erreurs de skinning, il faut garder en mémoire que leur utilisation peut impacter le nombre d’images par seconde, et donc la fluidité du LBA. Ces questions seront à considérer au cas par cas selon l’utilisation du LBA.

5.5 ÉVALUATION DE LA CAPTURE DE MOUVEMENT

5.5.1 Déroulement de la démonstration

Pour valider notre approche, nous avons mis en place une "étude utilisateur". Dans un premier temps, l’utilisateur se place face à la *Kinect* et effectue les mouvements qu’il souhaite pour éprouver le système et en voir les limitations. Ensuite, l’utilisateur doit faire les mouvements demandés considérés comme base commune (ex. : marche, mouvement de flexion/extension en l’air, mouvement de squat, mouvements avec des poids ou encore saut à la corde). Pour chaque sujet, nous avons capturé un ensemble de mouvements impliquant le membre supérieur, le membre inférieur ou encore le torse.

Pour finir, un formulaire est donné à compléter aux utilisateurs. Le formulaire de référence est disponible en annexe C. Il est accompagné d’une discussion générale avec le sujet sur son ressenti par rapport au travail que nous avons effectué.

5.5.2 Groupe des utilisateurs

Un groupe composé de 20 personnes travaillant tous les jours avec des outils pour la médecine ou l'imagerie médicale a été constitué pour participer à cette expérimentation. Le seul pré-requis de sélection des sujets étant un système moteur en parfaite santé.

Le groupe est composé de 13 hommes entre 24 et 54 ans (de taille moyenne 1.81m et de poids moyen 82.6kg) ainsi que de 7 femmes entre 22 et 44 ans (de taille moyenne 1.64m et de poids moyen 61.7kg). Pour définir notre groupe utilisateur, nous avons voulu avoir une variabilité morphologique intéressante, le tableau 5.3 résume les informations d'intérêt de chaque sujet.

Genre	Age	Taille(m)	Poids(kg)	IMC	connaissances anatomiques
<i>masculin</i>	31	1.91	100	27.4	<i>professionnel de santé</i>
<i>masculin</i>	41	1.90	95	26.3	<i>connaissances grand public</i>
<i>masculin</i>	30	1.86	84	24.3	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	29	1.85	74	21.6	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	31	1.85	70	20.5	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	47	1.83	98	29.3	<i>professionnel de santé</i>
<i>masculin</i>	28	1.80	70	21.6	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	30	1.79	78	24.3	<i>professionnel de santé</i>
<i>masculin</i>	44	1.78	104	32.4	<i>connaissances grand public</i>
<i>masculin</i>	27	1.78	75	23.7	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	54	1.76	73	23.6	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	41	1.75	78	25.5	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>masculin</i>	24	1.73	75	25.1	<i>connaissances grand public</i>
<i>féminin</i>	44	1.70	75	26.0	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>féminin</i>	32	1.68	62	22.0	<i>professionnel de santé</i>
<i>féminin</i>	31	1.68	60	21.3	<i>connaissances grand public</i>
<i>féminin</i>	24	1.66	60	21.8	<i>connaissances grand public</i>
<i>féminin</i>	34	1.63	59	22.2	<i>connaissances anatomiques</i>
<i>féminin</i>	28	1.58	61	24.4	<i>professionnel de santé</i>
<i>féminin</i>	22	1.53	55	23.5	<i>connaissances grand public</i>

TABLE 5.3 – Informations générales sur chaque sujet composant le groupe d'étude.

5.5.3 Résultats de l'étude

L'étude utilisateur a été faite pour évaluer la plausibilité anatomique de notre système de capture. Nous avons défini six grands critères d'évaluation pour traiter le contenu des formulaires. Les résultats de l'étude sont présentés en tableau 5.4.

La gamme des postures (critère *CO1*) fait référence au fait de pouvoir faire des mouvements en étant debout, accroupi, allongé ou encore assis. Dans la plupart des cas les résultats

	C01	C02	C03	C04	C05	C06
mauvais	00%	15%	05%	00%	00%	10%
moyen	20%	50%	30%	10%	10%	25%
bon	80%	35%	65%	90%	90%	65%

TABLE 5.4 – Résultats de l'étude utilisateur en fonction des critères de qualité. Pour chaque critère et chaque valeur de l'échelle (mauvais/moyen/bon), nous présentons le pourcentage de réponse du groupe d'étude.

sont bien reçus, pour les autres cas (20% des utilisateurs) la réponse moyenne est directement connectée aux limitations *Kinect* dues à l'occultation (*ex.* : posture allongée).

La gamme des orientations (critère C02) consiste en la définition de l'orientation du corps de l'utilisateur en fonction du point de vue de la caméra *Kinect* : plan frontal antérieur, plan sagittal, de 3/4, plan frontal postérieur. Lorsqu'il y a de l'occultation ou de l'auto-occultation dans les données brutes *Kinect*, notre système retourne régulièrement des erreurs dans la posture du corps : plus l'occultation est importante plus on trouvera d'erreurs. Dans les cas d'auto-occultation, ces erreurs sont, pour la plupart, dues à des segments du corps passant les uns devant les autres.

Le critère **d'amplitude des mouvements** (critère C03) définit aussi bien des mouvements de segments du corps tels que le mouvement de flexion/extension du genou, que des mouvements de parties d'un même segment anatomique comme le mouvement de supination/pronation de l'avant-bras ou encore le mouvement des phalanges les unes par rapport aux autres. Nous obtenons des mouvements de haute qualité dans le cas de mouvements de segments du corps, pour les mouvements de parties d'un segment, nous sommes limités par les possibilités *Kinect*. Le petit nombre d'articulations fourni par le SDK *Kinect* comparé au nombre réel d'articulations dans le corps humain limite les possibilités (*ex.* : courbure de la colonne vertébrale). Le suivi des mouvements du cou et de la tête pourrait être amélioré par l'utilisation du suivi facial proposé par *Kinect* (suivi des yeux, du nez et de la bouche).

Le but recherché pour les critères de **fluidité et délai du mouvement** (critère C04) et de **cohérence dans le mouvement** (critère C05) est atteint. La cohérence de mouvement fait référence à l'absence de postures aberrantes pendant le suivi de l'utilisateur.

La **plausibilité du mouvement** (critère C06) correspond essentiellement au type articulaire défini par le nombre de degrés de liberté et par les limites articulaires. Pour ce critère, on obtient des résultats variant en fonction des articulations observées par le sujet. Nous ferons juste la remarque que contraindre une articulation avec peu de degrés de liberté est une tâche plus simple que celle de contraindre une articulation avec beaucoup de degrés de liberté (*ex.* : articulations de la colonne vertébrale).

5.6 CONCLUSION ET DISCUSSION

Ce chapitre introduit la structure de contrôle et le système de capture de mouvement que nous avons mis en place au cours du doctorat. Basé sur l'idée d'articuler une maquette anatomique en utilisant un capteur de mouvements léger, nous présentons ici un squelette d'animation hiérarchique basé sur la technologie *Kinect*.

L'étude de Pfister et collègues [172] suggère que les données offertes par *Kinect* ne permettent pas l'analyse de mouvements complexes ; par l'application de contraintes - anatomiquement réalistes - sur les articulations capturées, nous espérons répondre à cette problématique en maximisant le réalisme des mouvements tout en minimisant la distance aux données brutes. Par ailleurs, une réévaluation de la position des articulations après application des contraintes anatomiques pourrait aider à garder le squelette d'animation au plus près de la posture de l'utilisateur.

Lors de mouvements rapides, un court délai peut être visualisé. Il conviendrait de caractériser précisément ce délai et fonction de la vitesse du mouvement, ou de définir la vitesse critique. Malgré cela, d'après l'étude utilisateur, ce délai ne semble pas perçu comme gênant pour la compréhension du mouvement anatomique.

Améliorations de notre système

Un certain nombre de limitations observées lors de l'étude utilisateur viennent de l'utilisation d'une *Kinect* unique et du recours au squelette d'animation fourni par son SDK. Il conviendra dans des versions ultérieures du LBA de combiner plusieurs vues venant par exemple de deux *Kinect* voire de développer des algorithmes de reconstruction d'un squelette d'animation à partir des données "brutes" de la *Kinect* (à savoir la carte de profondeur et l'image RGB).

Au cours de ce doctorat, nous avons également mis en place un système articulaire pseudo-physique. L'idée étant de définir un squelette d'animation biomécanique (prise en compte des degrés de liberté et des butées articulaires), déformé en fonction du squelette d'animation *Kinect*, sur lequel a été attachée la géométrie. Cette approche n'a pas été totalement explorée par manque de temps.

Malgré le délai qu'un tel système puisse intégrer dans notre application, son développement semble une prochaine étape pour l'amélioration de nos résultats. Il permettrait d'abord d'obtenir des déplacements articulaires plus réalistes, puis, en le raffinant, il pourrait permettre de gérer des mouvements impossibles à capturer avec le matériel actuel comme par exemple la courbure de la colonne vertébrale pendant une torsion vers l'avant.

Actuellement, la déformation des muscles ne permet pas la visualisation de l'effet de contraction et décontraction. Une possibilité serait l'utilisation d'un système de muscle avec préservation du volume, comme Maya Muscle, le système proposé par Maya [26]. Il s'agit de définir, pour chaque muscle, une forme au repos, une forme en décontraction complète et une forme en contraction complète ; le système fonctionnant alors sur le même principe que les Blend Shapes. Une autre possibilité serait l'utilisation de simulations biomécaniques pour renforcer le réalisme en déformant les muscles lors de la contraction ou encore pour inférer le déplacement et la déformation des organes.

CHAPITRE

6

INTÉGRATION, VISUALISATION ET
EXPÉRIMENTATION

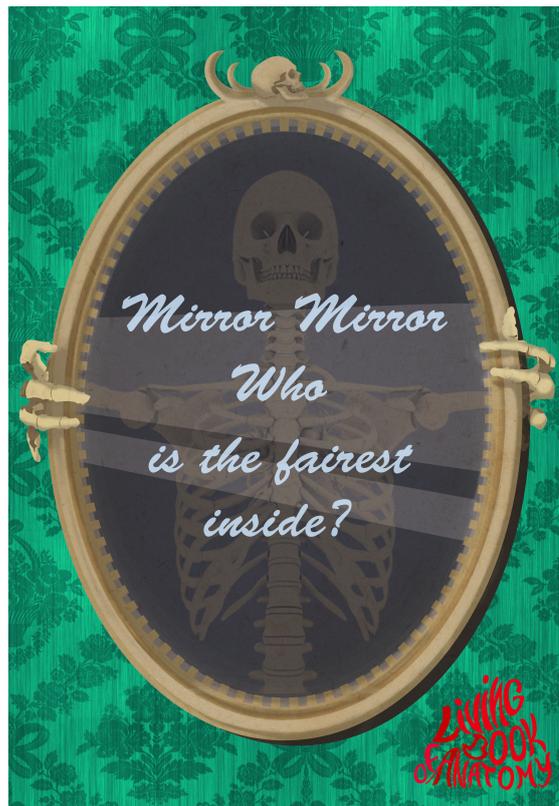


FIGURE 6.1 – Carte de remerciements. Siggraph Asia 2015 - Emerging Technologies.

6.1 INTRODUCTION

Au cours de ce doctorat, nous avons développé un noyau opérationnel du « Living Book of Anatomy » (LBA) par l'intégration des méthodes de recalage présentée en chapitre 4 et le système de capture et de restitution de mouvements présenté en chapitre 5.

En quelques mots : nous utilisons un capteur de profondeur *Kinect* pour capturer les mouvements d'un utilisateur en temps-réel (voir *section 5*). Après recalage de la maquette de référence (voir *section 4*), nous superposons l'avatar 3D sur la carte couleur pour ainsi obtenir un système en réalité augmentée pour l'apprentissage de l'anatomie en mouvement.

Pour la réalisation du LBA (voir *section 1.1.1*), application de type « miroir interactif », les choix de visualisation, d'interface et d'interaction sont primordiaux.

6.1.1 Comparatif des miroirs anatomiques interactifs

Dans la *section 2.3*, nous avons donné un aperçu de l'application des nouvelles technologies dans le domaine du médical. Dans le contexte des nouvelles technologies, nous avons présenté quatre systèmes de miroirs interactifs proche du LBA en *section 2.3.4*.

Les miroirs interactifs combinent un ensemble de technologies. Il existe un ensemble de critères permettant de les comparer. Le tableau 6.2 reprend tous les critères de qualité d'un miroir interactif et les applique aux systèmes de la littérature et au LBA. Ce tableau résume des éléments comparatifs présentés dans les chapitres 4 et 5 et les complète par d'autres critères importants que nous n'avons pas encore abordés, parmi lesquels : l'interface, la visualisation, les technologies utilisées, ou encore l'expérimentation du système.

	[142]	[146]	[77]	[160]	notre système [64]
Intégration					
Domaine d'application	apprentissage <i>Kinect PrimeSense</i>	grand public <i>Microsoft Kinect</i>	artistique <i>Microsoft Kinect V2.0</i>	entraînement sportif Nuage caméras	apprentissage <i>Microsoft Kinect V2.0</i>
Matériel	oui	non	non	oui	oui
Réalité Augmentée					
Visualisation					
Couleur et rendu	basique texte, images	spécifique non	pseudo-réaliste non	spécifique activité musculaire	simple activité musculaire
Maquette de référence					
Type	CT-scan, IRM	TEP, Rayon-X, IRM	maillages 3D	maillages 3D	maillages 3D
Utilisateur-spécifique	oui	non	non	oui	oui
Corps complet ?	torse	oui	oui	oui	oui
Système squelettique	oui	oui	oui	oui	oui
Système musculaire	oui	oui	oui	oui	oui
Interface et interaction					
Choix du système anatomique	non	non	oui	non	oui
Choix du sexe (maquette)	non	oui	oui	non	non
Choix en fonction de la profondeur	non	non	oui	non	non
Choix avec les mains	oui	non	oui	non	non
Personnalisation de l'anatomie					
Données d'entrée	points spécifiques	taille, envergure	-	morphotypes japonais	40 points spécifiques et peau partielle
initialisation	manuelle	automatique	-	automatique	automatique
posture spécifique ?	oui	non	-	non	non
précision	globale	globale	-	par parties	par parties
temps de calcul	temps-interopératif	-	-	temps-réel	3-58sec
Capture de mouvements					
Emplacement de l'utilisateur	oui	oui	oui	oui	oui
Posture de l'utilisateur	non	oui	oui	oui	oui
Structure de contrôle	5 repères	20 repères	25 repères	-	25 repères
Corrections anatomiques	oui	non	non	non	oui

FIGURE 6.2 – Comparaison des miroirs interactifs présentés dans cette section : [142] : le « Magic Mirror », [146] : le « Digital Mirror », [77] : projet « Anatomie Spiegel », [160] : système « Musculoskeletal-see-through mirror », [64] : « le Living Book of Anatomy », notre système.

6.1.2 Plan du chapitre

Dans la suite de ce chapitre, la *section 6.2* donnera plus de détails techniques sur l'intégration des méthodes vues dans ce manuscrit. Nous verrons également le matériel nécessaire à la mise en place d'une démonstration LBA et son fonctionnement global.

Nous proposons en *section 6.3* de discuter des aspects de perception et d'interaction avec les connaissances anatomiques. Nous présenterons également la version du LBA mise en place dans le cadre de la visualisation de l'activité musculaire [66] abordée en *section 3.2.4*.

La *section 6.4* nous permettra de conclure sur le développement applicatif du LBA et donnera quelques perspectives d'amélioration et de travaux futurs sur le thème d'interaction avec les connaissances anatomiques.

6.2 EXPÉRIMENTATION ET INTÉGRATION

Notre travail combine plusieurs approches innovantes formant le noyau d'un système fonctionnel. Le pipeline détaillé en figure 6.3, synthétise le fonctionnement interne de notre miroir interactif.

En Jaune, nous présentons les données en entrée provenant de la *Kinect* (image vidéo, silhouette utilisateur, squelette d'animation), et en noir les données provenant de notre maquette de référence (maillages, enrobage géométrique, Blend Shapes). Les 4 grandes étapes du LBA étant :

- l'étape 1 : recalage de l'utilisateur, voir chapitre 4.
- l'étape 2 : capture et restitution de mouvements, voir chapitre 5.
- l'étape 3 : association de l'avatar 3D avec la structure de contrôle via l'enrobage géométrique, voir *section 5.4*.
- l'étape 4 : intégration et réalité augmentée, voir chapitre 6.

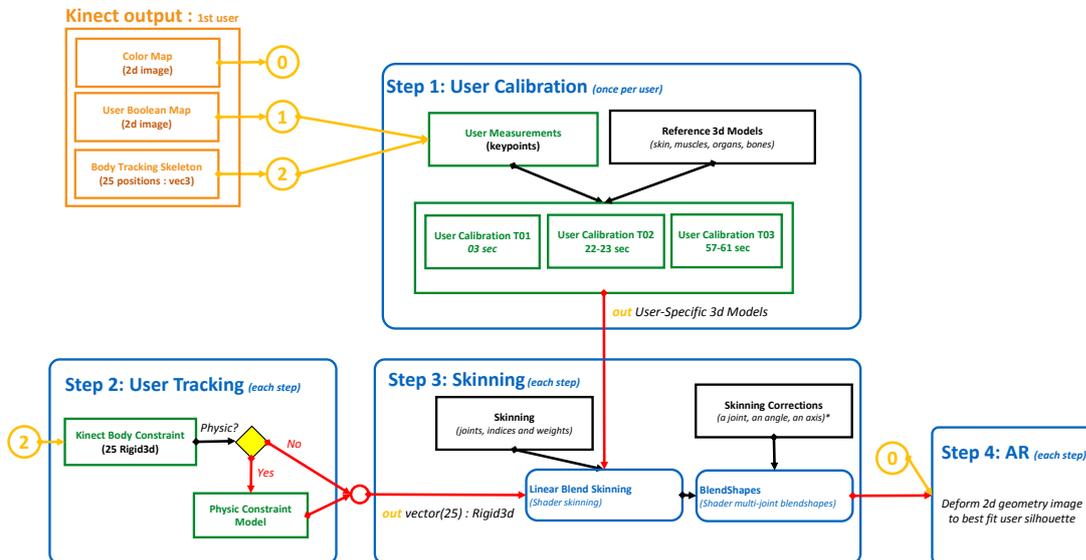


FIGURE 6.3 – Pipeline présentant le fonctionnement interne du LBA.

Notre démonstration tourne sur un ordinateur portable : processeur Intel(R) Core(TM) i7 fréquencé à 2.39 GHz, carte graphique Nvidia Quadro K2100M, mémoire RAM de 8GB. L'uti-

lisation de la *Kinect* V2.0 Windows nous contraint à l'utilisation de Windows 8.1 en tant que système d'exploitation.

Pour gérer la *Kinect*, beaucoup font le choix d'outils "clés en main" comme Unity3D [56]; c'est le cas du projet « *Anatomie Spiegel* » [77], ou encore du projet de visualisation biomédicale développé par Jonathan Bowen [79]. Dans l'idée, sur le long terme, de pouvoir ajouter de la simulation biomédicale ou encore des contraintes biomécaniques complexes et réalistes dans notre système, nous nous sommes orientés vers l'utilisation de Sofa [92, 8], un framework interactif de simulation physique développé en C++ à l'INRIA Rhône-Alpes. ArtiSynth [140, 22] peut être considéré comme un concurrent de Sofa par rapport à nos besoins, mais nous avons choisi de rester sur un outil connu : Sofa étant développé par l'une des équipes participant au projet LBA (voir *section 1.1.1*).

Pour tout ce qui concerne le travail sur la maquette de référence (*ex.* : squelette d'animation, mise en posture, retouches géométriques, blendshapes, *etc.*), nous utilisons les logiciels Maya [13] et ZBrush [51].

Pour créer le squelette déformation utilisé pour le recalage du squelette (voir *section 4.4.2*) et associer les contraintes sur les os (type osseux et contraintes d'alignement sur les os longs), nous utilisons le module de physique proposé dans le logiciel de modélisation 3D Blender [18]. Pour initialiser les scènes de recalage anatomique, nous employons par le SML¹ : langage destiné à exporter des scènes Blender pour Sofa.

Le module « QtQuickSofa », basé sur la technologie Qt QML [48], est utilisé pour développer les différentes interfaces de notre miroir interactif.

6.2.1 Temps-réel et cadence des images

Nous avons expliqué en *section 1.1* le contexte important du temps-réel pour nos travaux. Quelle que soit la technique d'animation utilisée, il existe des règles quant à la cadence des images donnant l'illusion d'un mouvement continu. L'illusion peut être donnée à partir de 10 images par secondes, le cerveau humain faisant le reste. Dans le cadre des films pour la télévision, le standard est de 25, 30 ou 50 images par seconde selon les zones géographiques (*ex.* : 25 pour la France contre 30 pour les États-Unis); pour le cinéma, le standard est fixé à 24 images par seconde. Dans le cadre du jeu vidéo, les fabricants de consoles limitent à 30 images par secondes [10]; il est néanmoins possible de trouver des jeux pour PC à 60 images par secondes.

Dans notre application actuelle, il existe trois limites critiques s'appliquant sur le critère du temps-réel : la boucle Sofa, l'image couleur donnée par *Kinect* et les dimensions, en termes de nombre de points et de nombre de triangles, de la maquette anatomique 3D utilisée.

La boucle Sofa : maquette anatomique statique

SOFA permet la décomposition d'un simulateur complexe en composants organisés sous la forme d'un graphe de scène. Chaque composant encapsule un aspect de la simulation, comme les degrés de liberté, les forces et contraintes, les équations différentielles, les algorithmes, des solvers, la détection de collision, *etc.*. Le graphe de scène est parcouru, à chaque pas de temps, à l'aide de visiteurs. Les visiteurs traversent le graphe de scène et appellent des fonctions virtuelles à chaque composant trouvé.

Notons que plus une scène est complexe en terme de hiérarchie, plus le temps de calcul est long. C'est notamment un problème que nous avons rencontré du fait de la complexité de

1. SML : Sofa Modeling Language

l'anatomie, le nombre d'entité anatomiques à afficher étant élevé. Notre application sans réalité augmentée et permettant la visualisation du système squelettique "skinné" tourne entre 6 et 8 images par secondes.

Pour simplifier le graphe de scène et ainsi gagner en performances, nous nous proposons de combiner

Animation de la maquette anatomique

Pour simplifier le graphe de scène et ainsi gagner en performances, nous nous proposons de combiner les maillages des entités anatomiques en fonction des poids de skinning évoqués en *section 5.4*. La maquette initiale est composée de 788 maillages (226 pour le système squelettique, 396 pour le système musculaire et 166 pour les organes). La figure 6.4 présente les différents blocs anatomiques utilisés. Ils sont fonction de la structure de contrôle et de l'enrobage géométrique que l'on utilise (voir *section 5.3.1*). Les maillages composant un bloc sont influencés par le même groupe de repères. Pour gagner en performances, nous avons diminué le plus possible le nombre de maillages en définissant les plus gros blocs possibles.

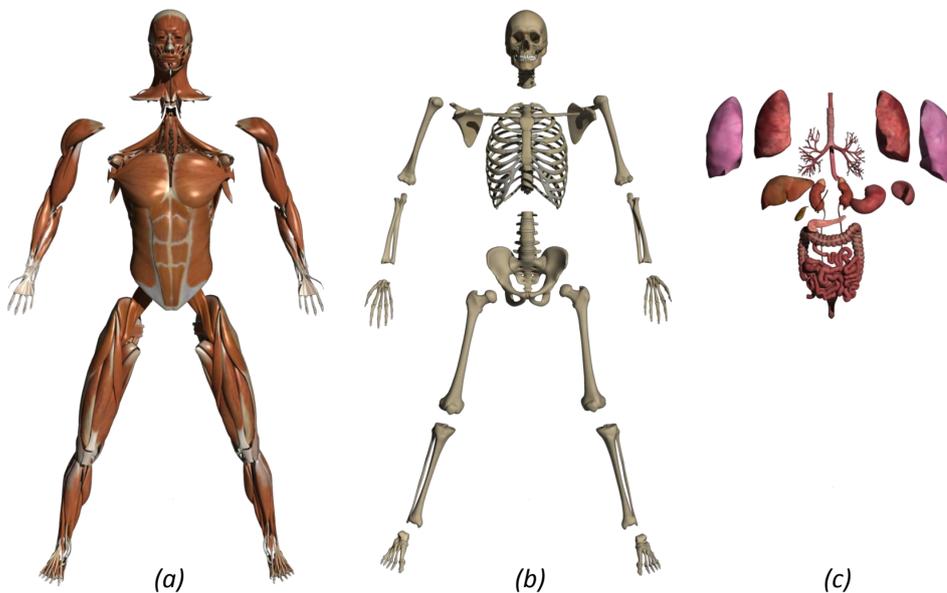


FIGURE 6.4 – *Blocs anatomiques définis en fonction de l'emplacement des repères de la structure de contrôle utilisée, dans le but de gagner en performances.*

Nous avons parlé en *section 3.2.2* des choix que nous avons fait en matière de résolution géométrique. Le fait d'avoir des maillages plus légers va permettre de passer des données plus légères et donc d'avoir un gain de performances. Notons également que tous les algorithmes permettant la gestion du skinning ont été développés sur GPU grâce à des shaders permettant également un gain de temps de calcul. Ces modifications nous permettent d'atteindre une application en temps-réel (entre 60 et 80 images par secondes).

Réalité augmentée : l'image vidéo donnée par Kinect

Nous avons mentionné en *section 5.2* que l'image vidéo donnée par la *Kinect* est de haute résolution (1920x1080 pixels). Un affichage OpenGL traditionnel du quart de cette image uniquement (pas de géométrie 3D ou de capture de mouvements), sous forme de texture appliquée à un plan nous a permis d'obtenir une application tournant à 12 images par secondes. L'affichage GPU avec shaders que nous avons finalement sélectionné nous a permis de gagner en performance et ainsi de passer à 60 images par secondes pour l'affichage de la totalité de l'image vidéo.

Afin d'optimiser ces temps de calcul, il serait intéressant par exemple de diminuer la qualité de la carte de couleur en entier, ou uniquement les zones de fond (grâce au SDK *Kinect* nous savons quels sont les pixels correspondant à l'utilisateur). Il pourrait également être intéressant de définir une zone d'intérêt contenant les personnes en mouvements, et de ne pas recharger ce qui se trouve en dehors de cette zone à chaque pas de temps.

Le « *Living Book of Anatomy* », dans sa version finale comportant la réalité augmentée, la capture et la restitution de mouvement ainsi que la visualisation d'une maquette anatomique complète tourne en temps-réel. Le tableau *6.1* reprend les chiffres, dépendants des systèmes anatomiques présentés.

Identifiant	Maillages Visualisés	Cadence des images
(1)	Système squelettique	52 images par seconde
(2)	(1) et muscles des membres inférieurs	42 images par seconde
(3)	(2) et muscles des membres supérieurs	38 images par seconde
(4)	(3) et organes	32 images par seconde

TABLE 6.1 – *Cadence des images en fonction des systèmes anatomiques présentés.*

Par rapport à ce qui se fait dans le domaine de l'animation et du jeu vidéo définis page *125*, nous avons atteint nos objectifs.

6.2.2 Matériel, espace de travail et médium d'affichage

Matériel nécessaire et espace de travail

Le matériel nécessaire au bon fonctionnement de notre miroir interactif sont : un ordinateur sur lequel va tourner le logiciel, une *Kinect* pour capturer l'utilisateur et un médium d'affichage. Nous prendrons, comme médium d'affichage, un vidéoprojecteur et un écran sur lequel projeter.

La figure *6.5* schématise l'agencement de notre miroir interactif, elle donne également des notions de dimension. Nous pouvons y observer un pupitre, zone où sera placé le modérateur du LBA. Le modérateur est présent pour lancer l'expérience à chaque nouvel utilisateur et pour répondre à d'éventuelles questions (voir également le diagramme de séquences en figure *D.1* de l'*annexe D*).

Comme nous l'avons expliqué dans la *section 5.2*, placer la *Kinect* à 60cm du sol nous permet d'obtenir de meilleurs résultats en ce qui concerne la capture du mouvement des jambes.

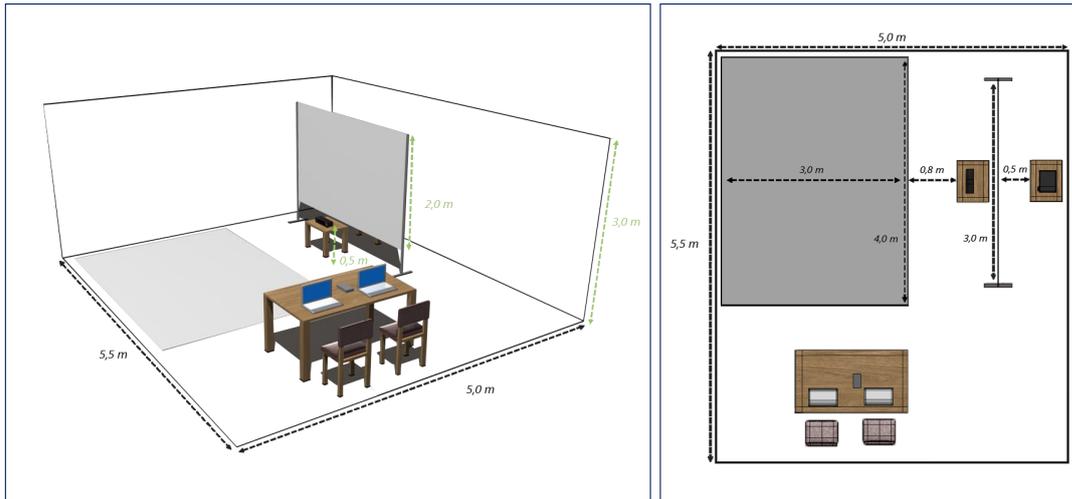


FIGURE 6.5 – *Utilisation de l'espace*

Pour ce faire, nous utilisons comme support un pied d'appareil photo. Malheureusement, cette solution nous oblige à placer la *Kinect* devant l'écran, dans la zone de visualisation.

Pour le placement du vidéoprojecteur nous avons choisi une projection par l'arrière permettant de ne pas avoir d'ombres portées dues à la *Kinect* sur l'écran. Utiliser un vidéoprojecteur à courte ou ultra-courte focale nous permet de gagner de l'espace à l'arrière, sachant que souvent l'espace alloué est limité. L'espace entre le vidéoprojecteur et l'écran est entre 0.4m et 0.8m. Le fait d'utiliser un vidéoprojecteur pose un problème dans l'affichage : en fonction du placement du vidéoprojecteur, il est possible que le miroir soit inversé (quand l'utilisateur lève le bras droit, sur l'écran, c'est le bras gauche qui se lève). Nous avons donc ajouté un système de symétrisation de l'image pour régler ce défaut, sauf qu'il ajoute un effet indésirable : l'inversion des organes. Ceci est logique, mais déroutant d'après plusieurs cliniciens spécialisés dans la chirurgie. Leur perception est d'avantage celle d'un patient virtuel que celle de leur corps projeté sur l'écran. Le mode de visualisation pourrait être adapté à ce type de contexte.

Dans le cadre de la démonstration aux « *Consumer Electronics Show 2016* » (voir *section D.3*), et de la démonstration faite pendant le « *Congrès des morphologistes Français 2016* » (voir *section D.4*), le vidéoprojecteur a été placé à l'avant, à côté du pupitre des modérateurs, pour gagner de la place à l'arrière ; l'image a alors été projetée sur un mur blanc.

Notre matériel a été choisi pour réunir les meilleures conditions possibles de capture, mais également pour limiter l'espace au sol nécessaire et pour être montable et démontable facilement par une petite équipe (30 à 45min d'installation pour une équipe de deux personnes).

Médium d'affichage

L'affichage pour un miroir interactif peut se faire sur n'importe quel type d'écran, mais se fait généralement sur un support assez grand pour une meilleure visibilité. Quand certains choisissent un écran télé (*Magic Mirror* [142], *Musculoskeletal-see-through mirror* [160]), d'autres préfèrent une projection sur toile (*Anatomie Spiegel* [77]). Des systèmes plus complexes comme le mur d'écran de l'université Johns Hopkins *The Balaur Display Wall* [9] ou encore l'agencement d'écrans sur 4 faces du *Digital Mirror* [146] sont aussi envisagés. Pour une première version de notre travail nous avons sélectionné un écran plein pied (1.5 mètres de

large sur 2.0 mètres de haut) pour refléter complètement l'idée du miroir (voir figure 6.6).



FIGURE 6.6 – *Médium de visualisation : écran plein pieds. Visualisation de la maquette anatomique de référence, pas d'utilisateur.*

Pour compléter notre système, nous avons également réfléchi au prototype d'une « tablette à rayon-X » dont le but serait de pouvoir visualiser une petite portion du corps et d'y augmenter un modèle complet et très détaillé. La figure 6.7 illustre l'utilisation de cette tablette à rayon-X.



FIGURE 6.7 – *Médium de visualisation : « tablette à rayon-X ».*

Ce système pose des problématiques supplémentaires qui sont le positionnement et l'orientation de la tablette dans l'espace par rapport au corps ; ainsi que le transfert de données entre le noyau du LBA (sur ordinateur) et le médium. Un début de prototype a été effectué au cours d'un stage d'initiation à la recherche. Ce travail sera poursuivi dans le projet ANR « An@tomy2020 » qui prend la suite du projet LBA.

6.2.3 Fonctionnement de la démonstration

Pour notre démonstration, nous avons fait le choix de visualiser un seul utilisateur à la fois, dans le but de donner à chacun la possibilité d'interagir comme il le souhaite avec le système et à long terme de suivre une leçon anatomique à son propre rythme et à son propre niveau. Comme cela est mentionné dans la *section 5.2*, la *Kinect* peut capturer jusqu'à 6 utilisateurs en même temps. Ceci pose la question suivante : comment définir l'utilisateur principal et comment le conserver tout au long de l'expérience. Nous avons donc défini deux règles :

- on considère comme utilisateur principal celui qui est le plus proche du capteur *Kinect* en terme de profondeur.
- on estime que l'expérience se finit quand l'utilisateur sort du champ de vision de la *Kinect*.

Nous allons donc, au lancement d'une nouvelle expérience, commencer par définir l'utilisateur principal. Pour cela, on va prendre tous les utilisateurs capturés, prendre la position de l'articulation racine, et ainsi les classer les uns par rapport aux autres. Pour chaque utilisateur, la *Kinect* renvoie, à chaque pas de temps, une variable disant si l'utilisateur est capturé ou pas. Ceci nous permettra donc de savoir à quel moment l'utilisateur sort du champ de vision de la *Kinect*, et ainsi, nous pourrons arrêter la capture.

Ces règles ont été mises en place pour le showroom INRIA Rhône-Alpes (voir *section D.5* de l'*annexe D*) ; elles n'ont pas encore été essayées dans le cadre d'une démonstration.

Nous avons expliqué en *section 4.2*, que pour obtenir de meilleures données de mensurations de l'utilisateur, nous avons décidé de passer par une routine de calibration. Par rapport à ce choix, nous avons choisi de découper l'expérience en plusieurs étapes, le diagramme de séquence en figure *D.1*, présenté en *annexe D* donne des indications sur chacune des étapes ainsi que sur le temps nécessaire à chacune.

6.3 VISUALISATION ET INTERFACE

« Quelle est la visualisation la plus adaptée au transfert des connaissances ? » C'est la question à laquelle nous allons essayer de répondre dans cette section en présentant les différents choix que nous avons faits et en les expliquant. King et collègues concluent, dans [128], que le développement adéquat de l'interface et une visualisation adaptée aux besoins, sont les éléments clés pour rendre les systèmes virtuels utilisables. Ces points dépendent des connaissances que l'on souhaite visualiser et du contexte de travail. Il est bien évident qu'une étude spécifique du point de vue de l'IHM sera nécessaire. Ici sont présentés quelques éléments de réflexion.

6.3.1 Mise en contexte

La perception des structures anatomiques peut être affectée par le point de vue, l'orientation et l'échelle des données affichées.

La visualisation de structures familières, dans notre cas l'image de l'utilisateur et de l'espace l'entourant, ou encore la visualisation de repères simples comme la ligne d'horizon permettent à l'utilisateur de mieux percevoir les informations visualisées. Prenons l'exemple du gros plan : plus nous sommes proches d'une structure plus nous en voyons les détails, mais plus nous perdons la notion de contexte. C'est le problème rencontré par Johnson et collègues [134], expliquant que l'utilisation d'une caméra à champ de vision limité bloque les repères

visuels de l'utilisateur, ce qui empêche de localiser l'emplacement de la structure d'intérêt.

Berney et collègues prennent en compte ce problème de perception du point de vue dans la vidéo [71]. L'idée étant de voir si l'utilisation d'un repère visuel : personnage humain orienté de la même manière que la maquette ; permet de mieux assimiler l'orientation de la maquette observée et ainsi aider à une meilleure assimilation des connaissances présentées.

Nous avons expliqué en *section 5.2* que, pour une meilleure qualité de capture de mouvements, nous avons fait le choix de placer la *Kinect* à 60cm du sol. Ce choix implique que l'orientation des structures est observée depuis le point de vue de la *Kinect*, on remarquera donc dans nos captures que la tête de l'utilisateur est toujours présentée de façon penchée en arrière ce qui est erroné par rapport à la perception de l'utilisateur. Pour une meilleure immersion il peut être judicieux de corriger l'orientation de la tête, par exemple en utilisant les outils de capture faciale du SDK *Kinect*. Cet outil permet de placer les yeux, le nez et la bouche, ce qui pourrait nous permettre de corriger efficacement l'orientation et la position de la tête.

6.3.2 Degré de réalisme

Nous avons mentionné en *section 3.2.1* nos choix quant au degré de réalisme et à l'aspect visuel de notre maquette anatomique de référence.

Choix visuels et incrustation dans l'image vidéo

Le choix visuel a une importance forte dans le ressenti des utilisateurs. Maitre et collègues [146] expriment la gêne des utilisateurs face au « *Digital Mirror* » en prenant l'exemple d'une femme, prise de surprise, essayant de cacher ses seins après avoir s'être aperçue dans le miroir. Après une étude sur 30 participants, ils ont constaté le phénomène chez environ 1/3 d'entre eux : les participants se trouvent gênés et réticents à l'idée de laisser quelqu'un d'autre voir.

Plusieurs cliniciens ont participé à notre étude utilisateur, sans compter le public spécialisé devant lequel nous avons présenté nos travaux pendant le congrès des anatomistes français (voir *annexe D.4*). De par leur habitude à être face à un patient, beaucoup ont éprouvé une gêne due à l'effet miroir, par rapport à l'observation des organes qui se trouvent alors inversés.

Nous avons vu dans le tableau 6.2 que certains miroirs interactifs, comme le « *Magic Mirror* » [153], ou encore le « *Musculoskeletal-see-through mirror* » [160], ont développé des outils pour incruster de façon plus réaliste la maquette 3D dans l'image vidéo. Krüger et collègues [117] proposent "ClearView", un système de visualisation d'informations sous-jacentes préservant le contexte. Par exemple, dans le cas d'une voiture (contexte), cette visualisation permet de mettre en avant une partie de ça mécanique (information sous-jacente).

King et collègues [128] expriment le fait qu'une simple superposition du virtuel sur le réel ne donne pas des résultats satisfaisants quant à la perception de la profondeur. Kronander et collègues [131] proposent d'étudier l'éclairage de l'image vidéo pour le reproduire dans la scène virtuelle et augmenter le degré d'incrustation. Sur le même principe, une bonne utilisation de l'ombrage pourrait permettre une meilleure perception de la profondeur dans les images donnant non plus l'effet d'objets posés par-dessus une image, mais d'objets à l'intérieur de l'image.

Garrido et collègues [167] utilisent une palette de couleur de peau pour aider à l'incrustation de leur modèle de visage 3D dans l'image. Cette échelle de couleur pourrait également être utilisée pour échantillonner la couleur des maillages et ainsi obtenir un visuel réaliste et suffisamment contrasté pour permettre une bonne lecture des informations.

Qualité de la superposition des données

Grâce à l'étude utilisateur que nous avons menée (voir *annexe C*), nous avons remarqué que dans le cas de l'affichage du système squelettique sans RA, les utilisateurs, même ceux ayant des connaissances anatomiques à un niveau professionnel, ne percevaient pas les erreurs de recalage dans l'anatomie (*ex.* : membres inférieurs trop courts, cage thoracique trop fine, *etc.*). Les seuls à avoir remarqué ces erreurs étaient versés en orthopédie et en morphologie du corps.

La remise en contexte de l'anatomie, par l'utilisation de la RA, donne un repère visuel à l'utilisateur qui peut alors pointer facilement ce genre d'erreurs. Par exemple, au cours d'une flexion du bras, on peut facilement observer si le bras est trop long car il dépassera de la silhouette utilisateur.

Pour garantir l'immersion et la qualité visuelle d'un miroir interactif, la synchronisation entre l'image vidéo et la maquette 3D est primordiale. Lors de l'étude utilisateur que nous avons effectuée, nous avons demandé aux utilisateurs de noter l'effet de réalité augmentée : ils ont unanimement estimé le niveau suffisant pour la compréhension des notions anatomiques. Malgré cela, des artefacts provenant de sources différentes sont visibles et font apparaître la maquette de référence (en partie) hors des limites de la silhouette utilisateur.

Ci-dessous une liste exhaustive des différentes sources d'erreur que nous avons pu observer :

- erreurs lors de la personnalisation de l'anatomie. Nous avons vu en *section 4.2.2* que nos méthodes de recalage sont basées sur des données morphologiques définies à partir des données *Kinect* brutes. Dans l'éventualité que ces points soient mal placés (*ex.* : membres trop longs, tronc trop large, *etc.*) des erreurs pourraient se manifester.
- erreurs au cours de la capture de mouvements. Nous avons vu en *section 5.5* que la capture de mouvements se trouvait très limitée dès qu'il y a de l'occultation dans les données capturées. Dans ces cas, des artefacts sont visibles, dont une partie n'est pas corrigée par les corrections articulaires (voir page *112*) : c'est le cas des postures anatomiquement correctes, mais qui ne sont pas correctes vis-à-vis du mouvement. En *section 5.5*, nous avons également évoqué de la latence entre les données 3D et l'image utilisateur lors de la restitution du mouvement. Cette latence, actuellement minime, peut également décaler la maquette anatomique par rapport à l'image utilisateur et donc créer des erreurs dans la superposition.
- erreurs de visualisation. Dans le cas d'un segment occulté, il faudrait également que l'avatar 3D soit occulté. Prenons l'exemple de la visualisation du système squelettique, si l'utilisateur à un bras plié dans le dos, nous pourrions voir le bras 3D à travers la cage thoracique.
- erreurs dues à la perspective. Nous traitons des données 3D que nous essayons de superposer sur des données 2D. Si le point de vue de la 3D ou la perspective utilisée dans la scène 3D est éloignée de la réalité, il est possible que des zones de la maquette anatomique 3D soient visibles alors qu'elles ne le devraient pas (*ex.* : visualisation du côté du crâne). Dans cette configuration, il est parfois possible que cela entraîne une zone plus large qui va alors dépasser hors de la silhouette utilisateur.

Nous souhaitons, grâce à l'étude de silhouettes, définir un premier recalage 3D/2D permettant de corriger de gros artefacts, puis un second recalage 2D/2D pour corriger les dernières petites erreurs. Zhou et collègues [202] proposent un recalage 3D/2D de l'enveloppe de peau basé sur l'étude de la silhouette, qui pourrait nous servir de point de départ.

Ces aspects de recalage de silhouette seront étudiés au cours d'un stage de septembre à décembre 2016.

6.3.3 Interface et interaction

Interface du LBA

Le choix de l'interface utilisateur est crucial pour tirer pleinement parti de toutes fonctionnalités et également réduire la frustration que pourrait ressentir l'utilisateur face à une interface non ergonomique.

Prenons l'exemple d'une application où le miroir interactif et la partie des connaissances symboliques sont séparés, le miroir interactif permettant la sélection d'entités anatomiques pour basculer vers les connaissances symboliques. L'attrait du miroir interactif par rapport aux informations symboliques statiques pourrait orienter les utilisateurs vers une utilisation uniquement de la partie interactive. Un choix différent de l'interface, par exemple, l'incorporation des informations symboliques dans le miroir interactif et non séparément pourrait permettre d'atténuer cet effet et mieux diriger les utilisateurs vers les connaissances à apprendre plutôt que sur la partie ludique du système.

Pour réaliser le noyau du LBA, nous avons conçu une interface utilisateur très simple couplée à un menu, modifiable en fonction de la démonstration, permettant au modérateur de changer simplement la visualisation (voir figure 6.9.a, menu utilisé dans le cadre de l'étude utilisateur) : systèmes anatomiques visibles, affichage ou non de la structure de contrôle, affichage en symétrie (effet miroir), etc. Le modérateur a également la possibilité d'enlever la réalité augmentée en cachant l'image de l'utilisateur (voir figure 6.9.b). Dans le cadre général, il s'agit d'afficher un miroir interactif sans information supplémentaire (voir figure 6.9.c), ou présentant uniquement le nom du projet et les tutelles et laboratoires partenaires (voir figure 6.9.d).

Au cours de l'étude utilisateur, plusieurs participants ont suggéré la possibilité de visualiser une zone spécifique sous forme de gros plans, ou encore la possibilité d'observer la maquette anatomique depuis un autre point de vue pendant le mouvement. Nous présentons en *annexe D, section D.6*, différentes interfaces reprenant les suggestions des utilisateurs ainsi que nos idées pour le développement d'une interface complexe du LBA.

Interaction avec les connaissances

Dans la partie concernant l'interface et l'interaction du tableau 6.2, nous avons vu qu'il y a dans les systèmes existants essentiellement deux systèmes d'interaction :

- choix en fonction de la profondeur : il s'agit de changer le contenu visible en fonction de l'emplacement de l'utilisateur par rapport au capteur *Kinect*. Dans le cas du projet « *Anatomie Spiegel* » [77], il s'agit de changer les systèmes anatomiques visibles ainsi que les annotations associées.

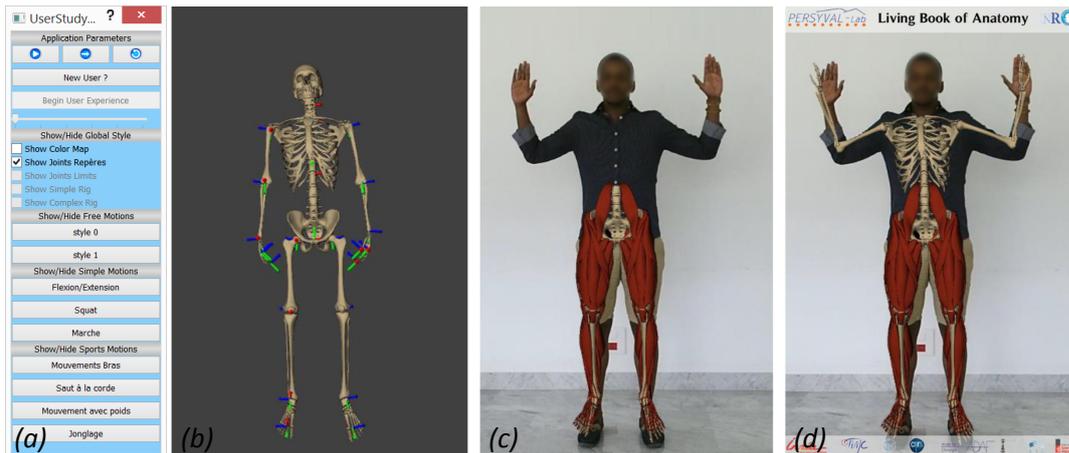


FIGURE 6.8 – *Interface du LBA dans le cadre de l'étude utilisateur. De gauche à droite : interface du modérateur du LBA pour choisir l'affichage du miroir, visualisation sans réalité augmentée, deux visualisations différentes en réalité augmentée.*

- choix avec les mains : il s'agit d'accéder à des options à partir de la position des mains ou encore des mouvements des bras. Le « *Magic Mirror* » [153] propose de changer la coupe anatomique visible en fonction de l'emplacement en hauteur de la main. Le projet « *Anatomie Spiegel* » [77], propose de sélectionner des options, comme par exemple le sexe de la maquette de référence, en pointant avec la main une zone spécifique de l'affichage.

Dans le cadre du LBA, nous avons fait un prototype dans lequel l'utilisateur pointe de la main gauche une structure anatomique, puis la replace sur son corps par un pointage avec la main droite. Après avoir pointé l'entité anatomique sur le bon emplacement du corps, l'utilisateur passe en mode miroir interactif et peut alors visualiser l'entité en mouvement. Si le pointage sur le corps est mauvais (voir figure 6.9.a), la structure anatomique ne se place pas sur le corps.

La figure 6.9 présente quelques images de ce prototypage. De nombreux autres développements pourraient compléter ce type d'interaction.



FIGURE 6.9 – *Prototypage d'une interaction avec pointage pour le LBA. (a) Mauvais pointage du foie sur le corps. (b) Bon pointage du foie sur le corps, affichage de l'entité anatomique. (c) Mode miroir interactif.*

6.3.4 Cas particulier : visualisation de l'activité musculaire

Fonctionnement

Dans le cadre de l'étude du système musculo-squelettique, nous souhaitons visualiser l'activité musculaire prédite avec co-contraction des muscles agonistes et antagonistes, au cours d'un mouvement des membres inférieurs. Comme mentionné en *section 3.2.4* (voir également *annexe A*) nous avons choisi pour cette visualisation d'utiliser une base de connaissances expérimentales, dont les données sont définies en fonction de la vitesse du mouvement, du type de mouvement, ainsi que des positions des articulations de la hanche, du genou et de la cheville.

Dans une première approche, la vitesse du mouvement est définie par les instructions du modérateur à l'utilisateur en début d'expérience. De plus, nous nous intéresserons uniquement à l'articulation du genou. Dans le cadre de notre soumission VCBM [66], la vitesse de mouvement demandée à l'utilisateur est toujours une vitesse moyenne.

Trouver la bonne valeur d'activation musculaire nécessite de déterminer si le genou est en flexion ou en extension, ainsi que l'angle articulaire du genou dans le plan sagittal. Notons qu'une vitesse angulaire positive correspond à un mouvement d'extension (l'angle augmente) et qu'une vitesse angulaire négative correspond à un mouvement de flexion (l'angle diminue). L'orientation du repère du genou, dans notre structure de contrôle, est définie par un quaternion. En le transformant en angles d'Euler, il nous est possible d'extraire l'angle dans le plan sagittal, soit l'angle défini par rapport à l'axe transversal. Une interpolation linéaire est alors utilisée pour trouver les bonnes données d'activation musculaire dans la base de données expérimentales.

Visualisation

Dans le cadre du projet « *Musculoskeletal-see-through mirror* » proposé par Murai et collègues [160]; les auteurs ont choisi de représenter l'activité musculaire sur des muscles aux géométries réalistes permettant ainsi de visualiser l'activité sur les volumes musculaires. Dans le cadre de ce projet, le jaune est utilisé pour présenter des muscles peu activés et le rouge pour des muscles très activés.

Dans le cadre du LBA, nous avons également choisi de visualiser l'activité musculaire sur des géométries réalistes pour avoir une idée des volumes musculaires : les muscles peu activés sont colorés en bleu et les muscles très activés en rouge. La figure 6.10 présente tout à droite cette visualisation pendant un mouvement de flexion.



FIGURE 6.10 – *Visualisation de l'activité musculaire pendant un mouvement de flexion/extension libre. Visualisation avec des muscles 1D et des muscles 3D.*

En *section 3.2.1*, nous avons évoqué les différents niveaux de détail concernant le système musculaire, et notamment la représentation des muscles par lignes d'action (muscles 1D), également présentés en figure *3.9.a*. Dans le cadre de nos travaux, nous avons également choisi de visualiser l'activité musculaire sur des muscles 1D, permettant ainsi de visualiser aussi bien l'activité musculaire des muscles de surface que des muscles profonds. Pour définir la maquette géométrique composée des muscles 1D, nous avons utilisé le modèle OpenSim [7] que nous avons alors adapté à notre maquette de référence par recalage en utilisant la méthode « *Anatomy Transfer* » [88].

Ces travaux ont été présentés dans l'article intitulé « *Interactive Visualization of Muscle Activity During Limb Movements : Towards Enhanced Anatomy Learning* » soumis au Workshop Eurographics "Visual Computing for Biology and Medicine" (VCBM) 2014 [66].

Parmi les rapporteurs, certains ont exprimé l'idée de pouvoir visualiser les différences dans l'activité musculaire en fonction du morphotype d'une personne : sachant que, d'une personne à l'autre, le développement musculaire peut être significativement différent, comment cela impacte d'activité musculaire. Étudier ceci nous semble une bonne façon de faire évoluer ce travail.

6.4 CONCLUSION ET DISCUSSION

Ce chapitre introduit différents aspects de la création du noyau du LBA parmi lesquels l'intégration des technologies, le fonctionnement d'une démonstration du LBA, la visualisation, l'interface, ou encore l'interaction. Dans un premier temps, nous présentons un récapitulatif des critères de comparaison des différents miroirs interactifs avec le LBA en *section 6.1.1*.

À notre connaissance, travailler sur la visualisation et l'animation de structures anatomiques, fait partie des plus complexes systèmes en réalité augmentée à cause de la superposition de la maquette anatomique 3D sur l'image utilisateur.

Notre travail a été présenté sous forme de démonstration lors de plusieurs conférences et salon ; chaque démonstration a été décrite en *annexe D* (voir *section D.2*, *section D.3*, *section D.4*). Les publications et vidéos associées à ce manuscrit sont accessibles via les liens suivants :

- *Anatomical Mirroring : Real-time User-specific Anatomy in Motion Using a Commodity Depth Camera* (2016) [64], HAL : <https://hal.inria.fr/hal-01366704>, vidéo : <https://youtu.be/RziB8woaz8Q>.
- *Living Book of Anatomy Project : See your Insides in Motion!* (2015) [65], HAL : <https://hal.inria.fr/hal-01186518>, vidéo : <https://youtu.be/JoW3joyV78o>.
- *Interactive Visualization of Muscle Activity During Limb Movements : Towards Enhanced Anatomy Learning* (2014) [66], HAL : <https://hal.inria.fr/hal-01057027>, vidéo : <https://youtu.be/ju9DaEr2d2o>.

Le prototype existant fait également l'objet d'un développement dans le cadre du Showroom INRIA, qui sera mis en place en automne 2016 (voir *section D.5*).

Parmi les retours utilisateurs que nous avons pu avoir au cours des différentes démonstrations, nous pouvons dire que la plupart d'entre eux ont pris du plaisir à essayer notre système. Nous citons ici deux retours utilisateurs :

« *I can hardly think of a better way how to stir the curiosity of a border audience and inspire them to learn more about their own bodies.* »

« *The title explains it all "Living Book of Anatomy" I think this is an amazing example how modern technologies can bring new fresh perspectives to a discipline as traditional as human anatomy.* »

Nous avons donc conçu un outil permettant, de façon innovante, de visualiser et d'explorer de façon interactive, les structures anatomiques internes du corps normalement invisibles à l'œil nu. Pour valider ces travaux dans le cadre de l'apprentissage dans le cadre du « Somatic Learning » (voir page 16), il nous faudra, dans les travaux futurs, mettre en place une étude utilisateur avec des étudiants en médecine ou encore des étudiants en sport ; le cadre pédagogique et les connaissances à acquérir n'étant pas les mêmes. Nous pourrions baser notre étude sur des travaux effectués par Sandra Berney au cours de son doctorat, traitant l'apport d'un support de connaissances vidéo pour l'apprentissage [70]. Citons par exemple [182], travail sur la visualisation spatiale ; ou encore [69], étude sur l'extraction pertinente d'informations à partir d'une vidéo.

CHAPITRE

7

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans ce chapitre, nous reviendrons sur l'ensemble des travaux exposés dans ce manuscrit. Tout d'abord, en *section 7.1*, nous présenterons un rapide rappel des différentes contributions. Nous proposerons ensuite, en *section 7.2* quelques perspectives pour poursuivre ces travaux de recherche. Pour finir, nous discuterons en *section 7.3* des domaines d'application de nos travaux.

7.1 RAPPEL DES CONTRIBUTIONS

L'idée principale sous-tendant le projet « Living Book of Anatomy » [36] est, pour un utilisateur donné, de superposer à sa propre image une maquette anatomique utilisateur-spécifique 3D (peau, squelette, muscles et organes) et de l'animer en mimant les mouvements de celui-ci. Il s'agit ici d'une application temps-réel de type « **miroir augmenté** ». Trois défis devaient donc être relevés.

7.1.1 Anatomie personnalisée

Ce premier défi consiste à personnaliser une maquette anatomique de référence en temps-réel ou temps interactif, à partir de caractéristiques morphologiques de surface (mensurations de l'utilisateur) capturées sur la silhouette utilisateur 2D *Kinect* souvent partielle et bruitée. La qualité de l'expérience en RA en dépend directement. Notons qu'il serait intéressant de connaître la précision de la silhouette pour en déduire l'impact sur les résultats.

Nous avons présenté en chapitre 4 deux méthodes de recalage interchangeables en fonction des besoins en termes de temps de calcul et de qualité des résultats. La première méthode, appelée « recalage par skinning » et introduite en *section 4.3*, a été développée complètement au cours du doctorat. La seconde méthode, appelée « recalage complexe » introduite en *section 4.4*, étend la méthode « Anatomy Transfer » développée précédemment à ce doctorat par Dicko et collègues [88].

Nos méthodes se démarquent grâce à des résultats anatomiquement corrects (voir définition en *section 4.1*), réalistes malgré l'utilisation de caractéristiques morphologies simples et robustes malgré le port de vêtements lors de la capture.

La méthode temps-réel du recalage par skinning, est insuffisante pour gérer des postures éloignées de celle de la maquette de référence et gère mal les tissus mous. La méthode temps-interactif du recalage complexe vise à lever les limitations de l'approche précédente, elle est définie en plusieurs étapes successives.

Pour paramétrer le temps de calcul du recalage, nous avons proposé plusieurs enveloppes englobantes aux topologies plus ou moins complexes (enveloppe de peau de la maquette de référence ou cage de déformation figure 4.10). Plus la peau est simplifiée et plus le recalage sera rapide, par contre plus la peau est simplifiée et moins la maquette sera déformée donc le résultat sera plus éloigné de l'anatomie utilisateur.

En ajoutant des repères de contrôle au niveau des articulations nous gardons leur cohérence anatomique : pas d'interpénétration des os ni d'espacement incorrects. Cela nous permet également de définir les degrés de liberté ainsi que les butées articulaires associées pour éviter les rotations non-anatomiques que l'on pourrait trouver, dans le cas par exemple, d'un utilisateur se trouvant dans une posture très éloignée de celle de la maquette anatomique de référence.

Nous innovons également par rapport à la méthode du transfert d'anatomie [88] en définissant pour chaque type d'os un nombre de repères de contrôle différent. Cela permet d'avoir un

modèle plus modulaire : les types osseux sont définis en fonction de la forme de ceux-ci et permettent d'obtenir plus de cohérence dans le modèle final. Cela permet également de garder les os longs droits en toutes circonstances, ou encore d'obtenir une déformation moins importante au niveau des têtes osseuses ce qui permet un résultat plus correct grâce à la mise en place de zones d'intérêts.

Nous avons également comparé les résultats des méthodes en *section 4.5.1* pour connaître les variabilités apportées par chaque méthode. Une amélioration proposée en *section 4.7* serait un recalage hybride permettant d'obtenir le meilleur résultat possible en temps-réel.

Comme cela a été démontré à travers la validation des résultats grâce à des images IRM en *section 4.6*, nos méthodes permettent d'obtenir une maquette utilisateur-spécifique suffisamment précise pour donner à l'utilisateur l'illusion de voir à travers son propre corps.

Nous reprendrons ici deux points que nous jugeons importants de réaliser prochainement : la gestion des tissus adipeux lors du recalage ; et une validation plus précise des résultats, basée sur un nombre plus conséquent de données IRM.

7.1.2 Capture et restitution de mouvements

Ce second défi consiste en la capture réaliste et temps-réel des mouvements utilisateurs dans le but de reproduire le comportement des structures anatomiques, à partir de données *Kinect*, souvent partielles et bruitées. Nous avons présenté en chapitre 5 notre structure de contrôle hiérarchique basée sur des connaissances anatomiques (axes de rotation et butées articulaires).

Nous avons déterminé ce second défi pour pouvoir étudier l'anatomie en mouvement à partir de capteurs légers, dans le but d'une installation et d'une utilisation de l'outil en dehors d'une salle spécialisée.

Notre système de capture temps-réel se démarque grâce à :

- des mouvements réalistes : avec l'utilisation de connaissances anatomiques pour la correction des données d'entrée ;
- des mouvements fluides et robustes : avec l'application d'un filtre sur les données bruitées ;
- des mouvements cohérents : grâce à la suppression d'une partie des artefacts avec les corrections articulaires et l'application du filtre.

Nous avons également évalué notre système de capture grâce à une première étude utilisateur disponible en *annexe C*, et dont les résultats sont discutés en *section 5.5*. Grâce à cette étude, nous avons pu déterminer que le point le plus critique, pour notre système de capture, est la gestion de données très occultées : dues à l'orientation du corps par rapport au point de vue caméra, ou encore dues à de l'auto-occultation. L'exploitation de la carte de profondeur de la *Kinect* pourrait permettre de gérer en partie ces occultations. L'utilisation d'un modèle biomécanique, même partiel, pourrait également corriger une partie des artefacts dus à l'occultation et ainsi aider à améliorer nos résultats.

7.1.3 Intégration, visualisation et expérimentation

Il existe plusieurs « miroirs interactifs » permettant de visualiser et d'interagir avec du contenu anatomique (voir *section 2.3.4*) ; chacun ayant ces points forts et points faibles dépendant du but que les auteurs se sont donné à atteindre.

Avec une dominante intégrative, le dernier défi concerne la réalisation d'un noyau opérationnel du LBA permettant visualisation et interaction avec du contenu anatomique. Nous nous sommes tout particulièrement intéressés à une visualisation temps-réel du système musculo-squelettique (voir *section 3.1.2*) :

- Visualisation du corps complet : pour expliquer le fonctionnement articulaire du corps.
- Visualisation des membres inférieurs : pour présenter des phénomènes anatomiques spécifiques, comme l'activité musculaire.

Parmi les travaux futurs, l'interfaçage avec notre base de connaissances symboliques structurées (voir *section 3.2.3*), semble être primordial. Grâce à cette connexion, il sera possible de développer des interfaces plus complexes permettant d'interagir avec le contenu symbolique et ainsi créer des leçons anatomiques pour l'apprentissage de notions en lien avec une zone ou un système anatomique spécifique.

Dans la *section 7.3.1* traitant des applications possibles de ce travail dans le domaine médical et para-médical, nous présenterons quelques exemples concrets d'études, dans lesquels pourront s'intégrer nos travaux.

À travers la présentation de nos travaux lors de différentes conférences et salons (voir *annexe D*), sous forme de démonstration, nous avons développé différentes interfaces en fonction des objectifs à atteindre. La pertinence de l'outil dans le cadre de l'auto-apprentissage de connaissances anatomiques complexes et dynamiques reste à valider. Nous espérons, dans un futur proche construire et valider un outil complet, avec l'aide d'étudiants et d'enseignants en anatomie humaine.

7.2 PERSPECTIVES

Dans la section précédente (voir *section 7.1*), nous avons synthétisé les différentes contributions développées dans ce manuscrit, ainsi que les pistes d'amélioration à court terme. Nous exposons ici des perspectives à appliquer sur le long terme.

Capture et restitution

Les travaux présentés dans le chapitre 5 permettent de capturer les mouvements de l'utilisateur. Une suite logique de ces travaux serait de faire de la reconnaissance de mouvements pour permettre d'afficher du contenu en lien direct avec le mouvement de façon automatique.

Nous avons énoncé à plusieurs reprises l'aspect critique de la capture de mouvement ; une approche multi-capteurs ou l'utilisation d'un capteur plus performant semble une idée intéressante à envisager. Cela permettrait d'obtenir une capture plus précise rendant le domaine de la rééducation ou de l'apprentissage d'un geste possible ; c'est notamment ce que se propose d'étudier à terme le projet ANR « An@tomy2020 » qui prend la suite du projet LBA.

Grâce à la démonstration faite dans le cadre du congrès des morphologistes (voir *section D.4*) et à travers l'étude utilisateur menée (voir *section 5.5*), nous avons constaté que les utilisateurs estiment le choix du système d'animation par skinning propose un réalisme suffisant pour l'apprentissage de notions globales.

Nous pouvons également dire que le niveau d'animation obtenu est équivalent ou de meilleure qualité que celui des miroirs interactifs présentés dans l'état de l'art (voir *section 2.3.4*).

Il est évident que selon le système anatomique étudié et la zone plus ou moins importante visualisée, d'autres modes d'animations plus réalistes seraient intéressants à mettre en place. C'est par exemple ce que certains utilisateurs ont mentionné, notamment par rapport à la déformation des organes internes. Ma et collègues [143] proposent par exemple une déformation du système musculaire des membres supérieurs plus réaliste, définie à partir d'animations pré-enregistrées jouées en fonction des mouvements de l'utilisateur.

Interface et interaction

Nous introduisons dans la *section 6.3.3* (voir également *annexe D*), différentes interfaces proposées pour le LBA. Nous n'avons, à ce jour, pas développé d'interface complexe permettant l'interaction avec le contenu. Une étude poussée de l'interface nous semble essentielle pour déterminer son ergonomie et permettra de choisir la ou les meilleures façons d'interagir avec le contenu : soit en fonction de la profondeur, comme le système « *Anatomie Spiegel* » [77], soit en utilisant les mains, comme pour le « *Magic Mirror* » [142]. Des alternatives avec objets tangibles sont aussi envisageables. Le niveau d'immersion d'un tel outil nous semble également un point intéressant à analyser, son étude pourra par exemple apporter des modifications importantes quant à l'échelle de visualisation ou encore la gestion du point de vue. Nous espérons à travers la présentation de nos travaux à la conférence francophone d'IHM, pouvoir entamer la réflexion sur ce point.

Intégration des données et immersion

Il est important, à chaque pas de temps, que la maquette anatomique 3D reste dans les limites de la silhouette utilisateur. Dans le cas d'une maquette utilisateur-spécifique ou encore dans le cas d'artefacts dans la capture de mouvements, la maquette peut se retrouver partiellement en dehors de la silhouette utilisateur. Une bonne intégration de la maquette anatomique dans l'image utilisateur pourrait augmenter le niveau d'immersion du système.

Le développement d'un recalage entre la silhouette de la maquette 3D (du point de vue de la caméra *Kinect*) et la silhouette de l'utilisateur 2D, comme proposé par Zhou et collègues [202], nous permettrait d'améliorer nos résultats actuels.

Comme expliqué en page 131, il existe différentes façons de mieux incruster nos données 3D dans l'image utilisateur. Une étude de ce qu'une telle intégration pourrait apporter au niveau de l'apprentissage semble une perspective intéressante à suivre en parallèle avec les perspectives de visualisation des connaissances présentées ci-après.

Visualisation des connaissances

Nous avons jusqu'à présent présenté notre travail sous deux formes : la première, sans réalité virtuelle, donne de l'information, mais ne reflète pas l'utilisateur (on peut voir cela comme un mime). La seconde, avec réalité augmentée, permet de donner à l'utilisateur l'impression de voir à travers son corps. Actuellement, nous présentons une maquette anatomique 3D, anatomiquement proche de l'utilisateur, dans un rendu et niveau de détail simple (les choix ont été présentés en *section 3.2.1*). Étudier l'impact de la qualité visuelle sur l'apprentissage est une tâche longue, mais qui nous semble très intéressante ; une qualité visuelle trop développée pouvant installer un inconfort chez l'utilisateur et une qualité visuelle trop basse pouvant nuire à la compréhension. Une approche adaptative est certainement intéressante à considérer.

Comme nous l'avons évoqué à plusieurs reprises, enrichir notre système pourrait permettre d'accéder facilement à du contenu complexe. Par exemple des informations de rapports des surfaces articulaires, de mise en tension des ligaments, de rôle de chaque muscle et de leurs actions coordonnées, *etc.*

Conclusion

Le LBA, outil développé au cours de ce doctorat, est actuellement à un stade expérimental. Comme nous venons de le voir, il peut encore être amélioré : au niveau du recalage, de la capture de mouvement, de l'interface, de l'interaction et de la visualisation des connaissances.

Cet outil permet déjà d'ouvrir la réflexion sur son utilisation dans différents domaines, notamment dans le cadre de la formation en anatomie. C'est ce que nous allons voir dans la section suivante : *section 7.3*.

7.3 DOMAINES D'APPLICATION DE CE TRAVAIL

7.3.1 Domaine médical et para-médical

L'hypothèse selon laquelle l'apprentissage serait facilité par l'expérience corporelle relève de la notion d'incarnation ou « embodiment ». Ce concept issu de la psychologie cognitive fait référence aux processus cognitifs basés sur nos expériences sensorielles et sur nos postures corporelles.

Ce travail, en lien direct avec la Faculté de Médecine de Grenoble, pourrait contribuer à de nouvelles techniques pédagogiques d'enseignement de la médecine. Dans les travaux futurs, notamment grâce au projet ANR « An@tomy2020 », les différences d'apprentissage entre un groupe d'étudiants ayant des supports d'apprentissage classique (*ex.* : texte et schémas), un groupe d'étudiants ayant des supports animés (*ex.* : texte et vidéo) et un groupe d'étudiants ayant des supports interactifs (*ex.* : texte et LBA) pourront être évaluées sur différents public étudiants (médecine, sciences du sport, *etc.*).

Pouvoir attacher du contenu pédagogique au système actuel des schémas explicatifs, des vidéos ou encore du texte pourraient accroître la dimension d'apprentissage. Il serait, par exemple, possible de demander à un étudiant de faire un mouvement tout en lui présentant ce genre de contenu symbolique. Pour évaluer les étudiants, une validation des mouvements effectués, ainsi qu'un système de questionnaire, pourraient être envisageables.

Un autre type d'interaction serait un système de quiz présentant des structures anatomiques à un étudiant et lui demandant de les replacer ou de les pointer sur son propre corps. Un tel outil pourrait aider les étudiants à créer leur modèle mental du corps humain.

Toutes ces solutions possibles sont évidemment à approfondir, à développer et à tester. Le LBA peut aussi s'appliquer plus largement au corps de l'anatomie.

D'autres applications sont envisageables. Cet outil pourrait également permettre de capturer des gestes de massages fait par des kinésithérapeutes et les restituer pour former d'autres personnes à cette gestuelle.

Cet outil peut être également utilisé dans le cadre d'une salle d'attente pour présenter de l'information ciblée de façon ludique et interactive. Dans le cadre de la pratique médicale ou encore de la rééducation, l'utilisation une version du LBA pourrait être envisageable. Dans ce contexte de soin, il faudrait alors tenir compte de l'aspect "sécurité" en validant la robustesse

du système : celui-ci ne devra en aucun cas proposer un mauvais mouvement à l'utilisateur.

Le potentiel des nouvelles technologies a été utilisé pour aider à l'apprentissage de connaissances et à l'entraînement aux procédures et gestes professionnels.

Nous sommes conscients que ce travail ne fait que poser la base de ce qu'il est possible de faire avec une telle technologie.

7.3.2 Ouverture aux autres domaines

Cet outil a initialement été créé pour ces applications dans le domaine médical et paramédical. Nous avons vu, au cours du développement de cet outil et lors de différentes présentations de nos travaux, le potentiel offert par d'autres domaines.

Nous citerons par exemple les deux applications les plus évidentes :

- L'application au domaine du grand public à travers musées et expositions, comme le système Mir'Os [52] introduit en page 44, permettant à toute personne de découvrir de façon ludique l'anatomie en mouvement et les notions anatomiques associées.
- L'application au domaine du jeu vidéo, à travers la création d'outils d'entraînement sportif ou de fitness, combinant un avatar personnalisé évoluant en fonction des exercices sportifs (voir le travail réalisé par Saito et collègues [181]).

Notre travail est autour de la visualisation de connaissances, il contient donc une forte dominante visuelle. De ce fait, nous pouvons imaginer une évolution de notre outil vers le domaine artistique à travers la réalisation d'une œuvre d'art interactive ; ou encore vers le domaine de la mode, en utilisant les connaissances anatomiques comme base pour une meilleure immersion des technologies d'essayage virtuel de vêtements.

ANNEXE

A

SYSTÈME DE CAPTURE
EXPÉRIMENTALE DE L'ACTIVITÉ
MUSCULAIRE

A.1 SET-UP : SYSTÈME DE CAPTURE

Ce travail a été réalisé au Gipsa-Lab par Florent Palet et Violaine Cahouet. Dans l'idée d'étudier le fonctionnement du système musculo-squelettique, nous proposons la visualisation de l'activité musculaire pendant un mouvement de flexion/extension de la jambe. Pour ce faire, nous avons choisi de créer une base d'activité musculaire fonction de la vitesse angulaire et de l'angle de rotation de l'articulation du genou. Lors de la récupération des données expérimentales, le sujet est debout sur une plateforme de force (données non utilisées ici : fig A.1).

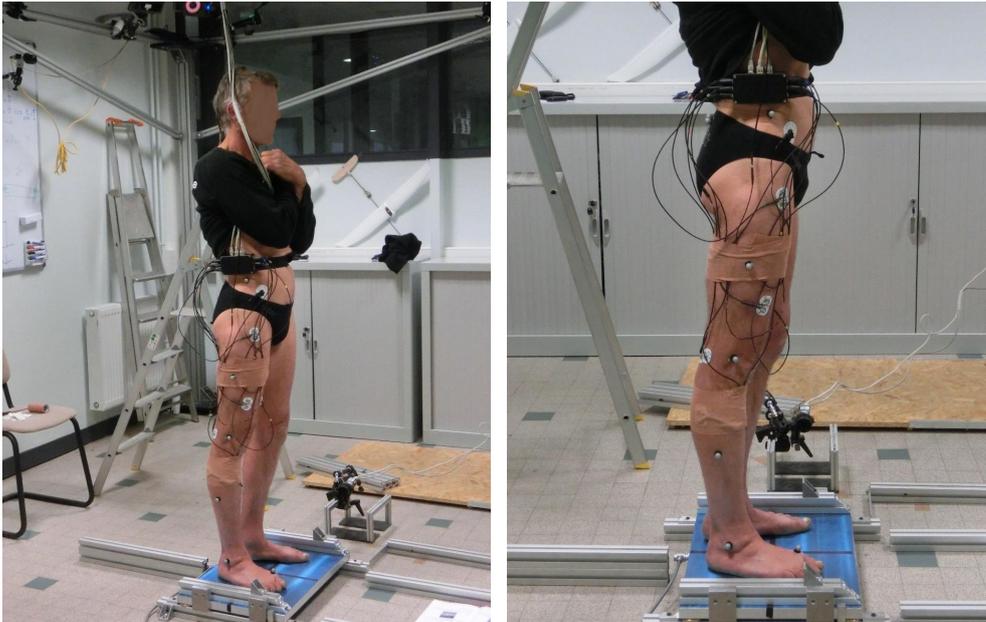


FIGURE A.1 – Photos de l'expérimentation pour récupérer l'activité musculaire. Homme de 48 ans, 1.86 m et 77 kg.

L'électromyographie ou EMG est généralement utilisée pour capturer l'activité musculaire. L'EMG explore le système nerveux pour permettre l'étude de la qualité de la contraction musculaire.

La capture est faite grâce à 12 caméras Vicon [11] échantillonnées à 250Hz. Des électrodes de surface à 200Hz ont été utilisées pour enregistrer l'activité musculaire mono-articulaire et bi-articulaire. L'utilisation d'un capteur Biopac a permis la sauvegarde des sorties EMG.

Les électrodes sont placées parallèlement aux fibres musculaires avec une distance inter-électrode de 15mm pour diminuer l'impédance de la peau conformément aux recommandations SENIAM (EMG de surface pour l'évaluation non-invasive des muscles).

Les électrodes pour les membres inférieurs sont placées de façon centrale par rapport au ventre du muscle grâce à la palpation lors d'une contraction musculaire.

La figure A.2.a présente la convention utilisée pour les angles inter-segmentaux calculés aux articulations de la hanche, de la cheville et du genou. La figure A.2.b représente l'évolution des articulations en radians au cours d'un cycle moyen. Grâce à cette figure (figure A.2), nous pouvons voir que l'articulation de la cheville a peu d'effet sur les résultats. De plus, nous pouvons voir une symétrie dans l'évolution des angles du genou et de la hanche : l'angle articulaire

de l'un augmente lorsque l'autre diminue et inversement.

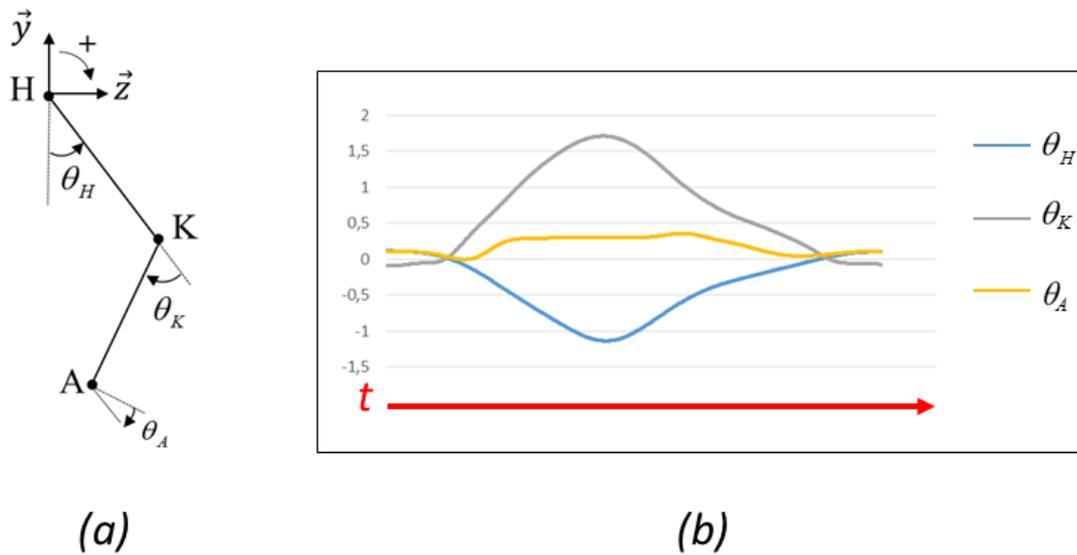


FIGURE A.2 – (a) Représentation schématique des membres inférieurs présentant les trois segments articulaires. (b) Évolution des angles articulaires en fonction de la vitesse angulaire.

ANNEXE

B

UTILISATEURS RECALÉS ET
COMPARAISON DES RÉSULTATS

B.1 COMPARAISON DES MÉTHODES DE RECALAGE

Pour rappel, nous avons présenté en chapitre 4 trois méthodes de recalage, nous permettant chacune, à partir de données morphologiques simples (détaillées en *section 4.2*), d'obtenir un avatar 3D utilisateur-spécifique.

B.1.1 Points spécifiques et distances d'intérêt

Dans l'idée de comparer les résultats des trois méthodes entre eux, nous avons placé 48 points spécifiques (en rouge sur la figure *B.1*) et des 32 distances d'intérêt (en jaune sur la figure *B.1*) sur la maquette de référence.

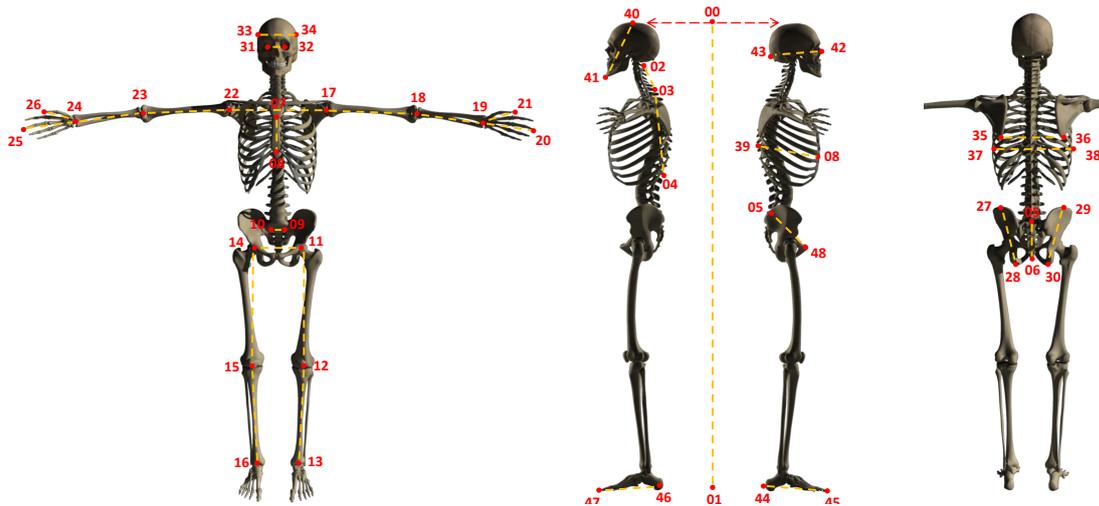


FIGURE B.1 – Outil de comparaison de nos différentes techniques de recalage. En rouge les points anatomiques spécifiques, en jaune les mesures effectuées.

B.1.2 Tableau de distances d'intérêt

Les points ont été reportés sur le résultat de chaque méthode, pour deux utilisateurs. Ceci a permis de définir les distances d'intérêt. Le tableau ci-dessous est une version complète du tableau 4.3 présenté en *section 4.5.1*. Rappelons que la ligne « Témoin » donne pour référence les mesures obtenues sur le squelette anatomique de notre maquette de référence.

U-IMC	T	[00,01]	[02,03]	[03,04]	[05,06]	[07,08]	[09,10]	[11,12]	[12,13]
U09	T01	156	8.92	30.06	12.23	15.12	5.55	42.25	31.28
	T02	152	09.05	27.84	12.18	13.16	04.84	40.89	31.37
	T03	152	09.62	25.39	12.32	12.66	04.84	41.68	31.06
<i>Témoïn</i>		158	9.50	30.22	12.11	13.35	4.84	41.82	38.07
U13	T01	168	10.95	30.61	12.27	12.90	05.79	48.25	39.00
	T02	182	12.62	33.41	12.52	14.08	05.00	47.23	41.21
	T03	183	13.33	30.44	12.66	13.52	04.90	47.86	39.89
U-IMC	T	[11,14]	[14,15]	[15,16]	[17,18]	[18,19]	[19,20]	[17,22]	[19,21]
U09	T01	17.93	41.91	31.18	23.61	25.48	14.01	34.68	09.91
	T02	15.79	41.03	31.02	29.09	22.96	15.47	22.35	10.70
	T03	14.58	42.14	30.37	28.43	22.70	15.67	25.67	09.92
<i>Témoïn</i>		15.63	41.85	38.11	30.20	22.04	16.44	34.02	11.63
U13	T01	18.68	47.61	38.69	28.98	22.76	17.63	34.32	12.47
	T02	16.44	46.53	40.81	29.96	22.40	15.44	33.77	10.94
	T03	14.53	48.20	39.75	29.78	21.95	16.13	33.43	10.83
U-IMC	T	[22,23]	[23,24]	[24,25]	[24,26]	[27,28]	[29,30]	[31,32]	[33,34]
U09	T01	25.06	21.20	15.57	11.11	21.14	21.03	03.88	12.57
	T02	26.45	20.75	16.47	10.96	21.09	20.64	03.98	12.68
	T03	25.78	20.31	16.07	10.51	20.95	21.35	04.16	13.60
<i>Témoïn</i>		30.10	22.09	16.44	11.58	20.92	20.84	41.30	13.39
U13	T01	26.04	22.54	14.92	12.70	21.22	21.09	04.76	14.43
	T02	30.17	22.35	15.48	11.12	20.91	22.35	04.11	13.17
	T03	31.30	22.86	15.07	10.56	21.35	22.80	04.15	13.46
U-IMC	T	[35,36]	[37,38]	[08,39]	[40,41]	[43,42]	[44,45]	[46,47]	[05,48]
U09	T01	12.67	25.19	15.26	19.97	16.02	28.10	28.83	16.73
	T02	13.05	23.89	16.12	21.38	17.00	24.63	24.34	15.38
	T03	15.64	25.21	16.20	22.10	17.64	25.55	27.25	15.48
<i>Témoïn</i>		19.89	26.81	16.11	21.26	17.05	22.40	22.40	15.31
U13	T01	19.66	30.91	16.28	24.50	19.66	24.47	24.92	17.20
	T02	21.50	28.91	15.78	22.87	17.08	22.12	22.79	15.51
	T03	20.44	27.51	15.65	23.42	17.26	22.06	23.21	15.60

TABLE B.1 – Distances (en cm) entre les points spécifiques de la figure B.1, pour trois recalages, sur deux utilisateurs de morphologies différentes. La colonne U donne l'identifiant utilisateur, la colonne T donne la référence à la technique de recalage.

B.2 RÉSULTATS EN FONCTION DES MORPHOTYPES UTILISATEURS

Nous présentons en figure [B.2](#) et figure [B.3](#), les avatars 3D de 10 utilisateurs parmi les 13 utilisateurs de morphologies différentes présentés en tableau [4.3](#). Il s'agit ici des données obtenues avec la technique de recalage **T03** : recalage complexe utilisant la peau classique présenté en [section 4.4](#). À titre indicatif, les identifiants des utilisateurs et leur IMC ont été ajoutés comme légende sous chaque avatar 3D. La maquette anatomique ayant pour légende « Témoin » correspond à notre maquette de référence. Les lignes servent de repère de comparaison et sont définies par rapport au témoin : au niveau des chevilles, sur le haut du bassin et au niveau des articulations des épaules.

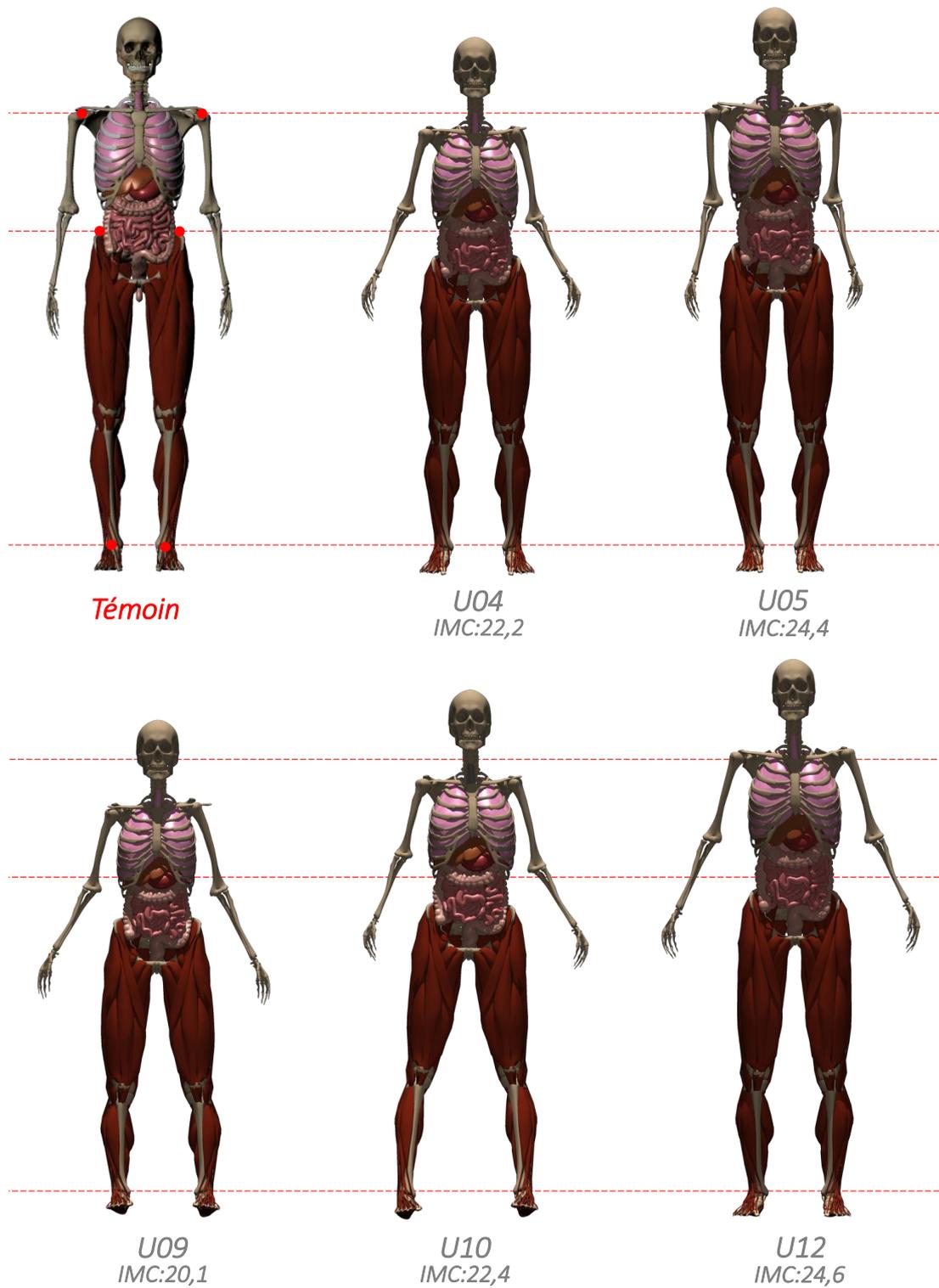


FIGURE B.2 – Recalage de 5 utilisateurs de morphologies différentes. Résultats obtenus avec le recalage T03, voir section 4.4.

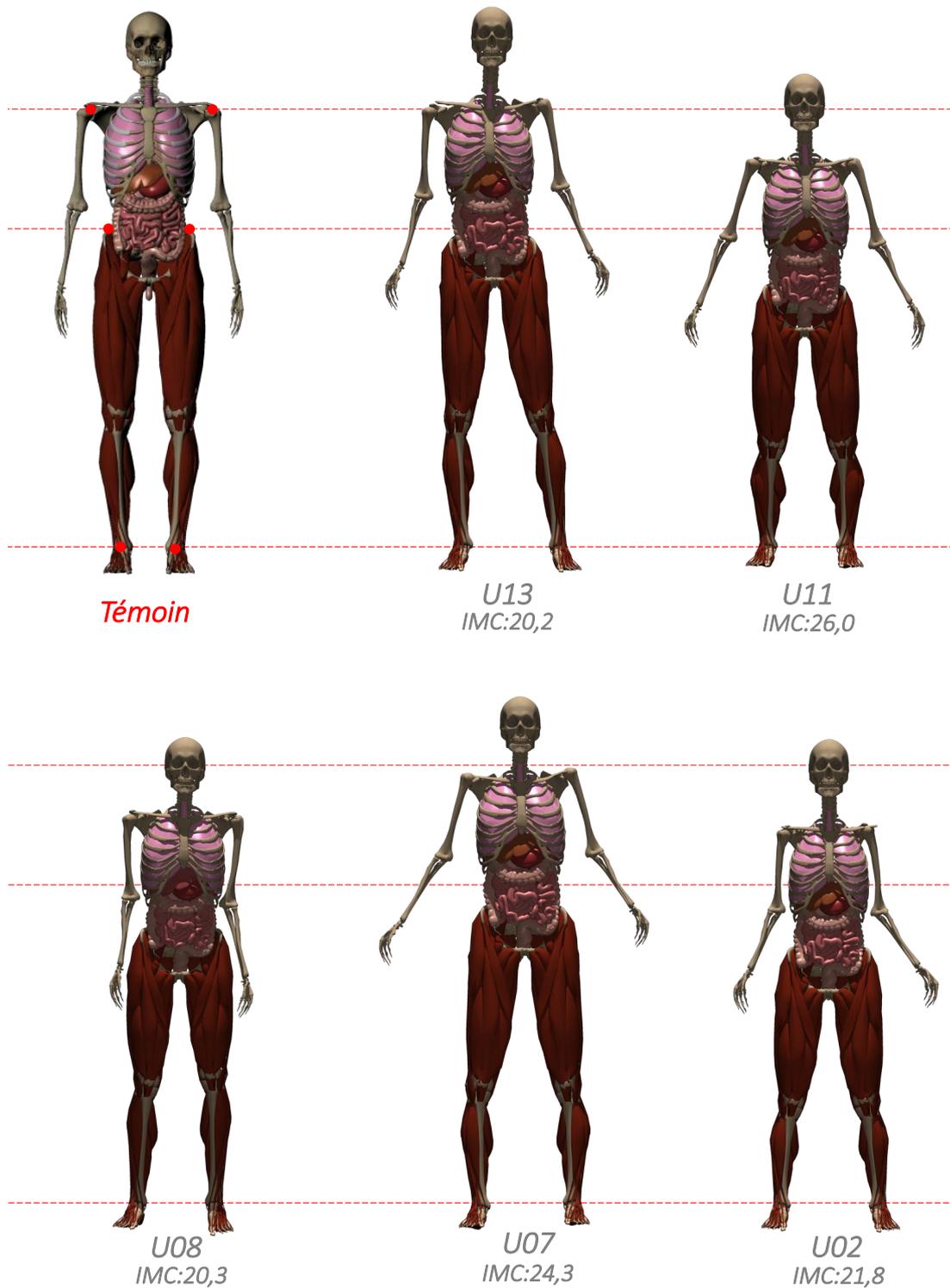


FIGURE B.3 – Recalage de 5 utilisateurs de morphologies différentes. Résultats obtenus avec le recalage T03, voir section 4.4.

ANNEXE

C

ÉTUDE UTILISATEUR

Living Book of Anatomy (LBA) : See your Insides in Motion!

User Study

Responsible: *Armelle Bauer*

Participant anonymity number :

About this User study :

We propose to develop the « Living Book of Anatomy » also called LBA to see the working/acting body using Augmented Reality (AR) techniques. The idea is to capture a user action (limb movement, speech sound or orofacial movement) and to visualize information about how is the muscles that are responsible for it, superimposed onto the user image.

Through this **User Study** we hope to gain general feedback to help us gauge the level of interest in our work; because we know that everybody seems to have curiosity for their own anatomy but we don't know in which extend. We also hope to have enough remarks to improve our work for future demos.

*Please complete this User Study in **English or French**.*

About the 3d anatomical models :

Do you think the anatomy in the first part of the experience (without participant image) is your own ? Yes No

Please elaborate if the response is "No" :

Do you think the anatomy in the second part of the experience (with AR) is your own ? Yes No

Please elaborate if the response is "No" :

During the AR part :

- did you think the global proportions (body measurements) of your anatomy where correct ? Yes No
- did you think the limb lengths where correct ? Yes No

Rate anatomical correspondence in the images below (and circle the non-corresponding parts) :

				
<input type="checkbox"/> Good <input type="checkbox"/> Average <input type="checkbox"/> Bad				
				
<input type="checkbox"/> Good <input type="checkbox"/> Average <input type="checkbox"/> Bad				

Please give your feedback on the anatomical 3d realism (bended bones, space between bones, soft tissues deformation, etc) :

About the animation :

Please rate the fluidity of the 3d anatomy animation? 0 (very bad) 1 2 3 4 5 (excellent)

Please rate the delay of the anatomy on the user motion? 0 (very bad) 1 2 3 4 5 (excellent)

What are the movements you would have liked to see ?

- Head Motion
- Hand/Foot Motion
- Others

About the Experience :

For which domain do you think this work could be used ? Please order your response by adding a number.

- N° ___ Artistic domain
- N° ___ Video Games
- N° ___ Learning Anatomy
- N° ___ Museums
- N° ___ Medical Rehabilitation
- N° ___ Publicity
- N° ___ Other : _____

Please indicate us what type of information is missing in this demo (images, 3d anotations, videos, text, etc...) :

Are you satisfied by the global visual of this application? Yes No

Which visual parts are the more important to improve Augmented Reality?

- superposition of 3d and 2d elements (anatomy and user color map)
- realism (texturing, 3d details)
- graphical style (drawing style, ...)
- Other :

Global feedback :

How much did you enjoy this experience? 0 (a waste of time) 1 2 3 4 5 (I really enjoyed myself)

Would you recommend this experience to somebody ? Yes No

What did you enjoy the most?

What did you dislike the most?

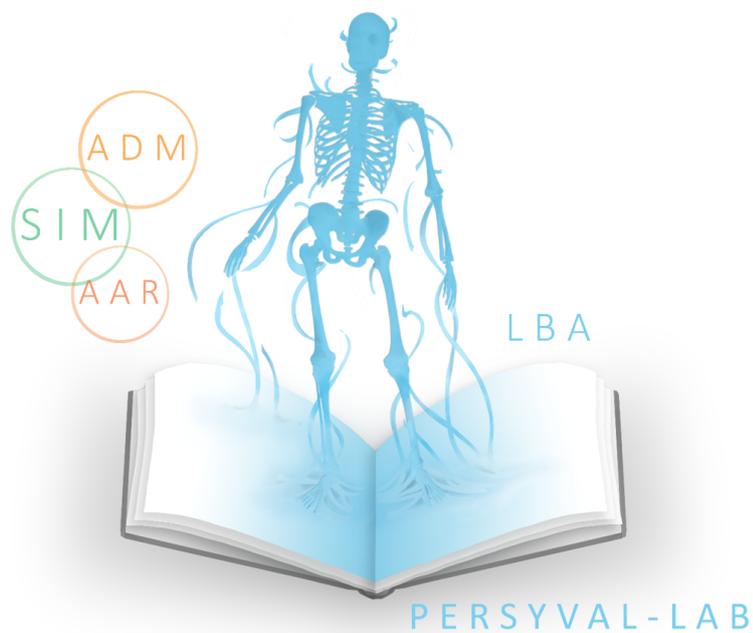
What do you think have to be improved ?

Global feedback :

ANNEXE

D

LBA : FONCTIONNEMENT,
DÉMONSTRATIONS ET
INTERFACES



D.1 DÉROULEMENT DU LBA

Le diagramme de séquence présenté en figure D.1 schématise le déroulement du LBA pour un utilisateur donné. Le processus commence avec la routine de calibration, suivie du recalage. On entre alors dans la boucle principale de l'application où l'utilisateur va pouvoir visualiser son anatomie en mouvement.

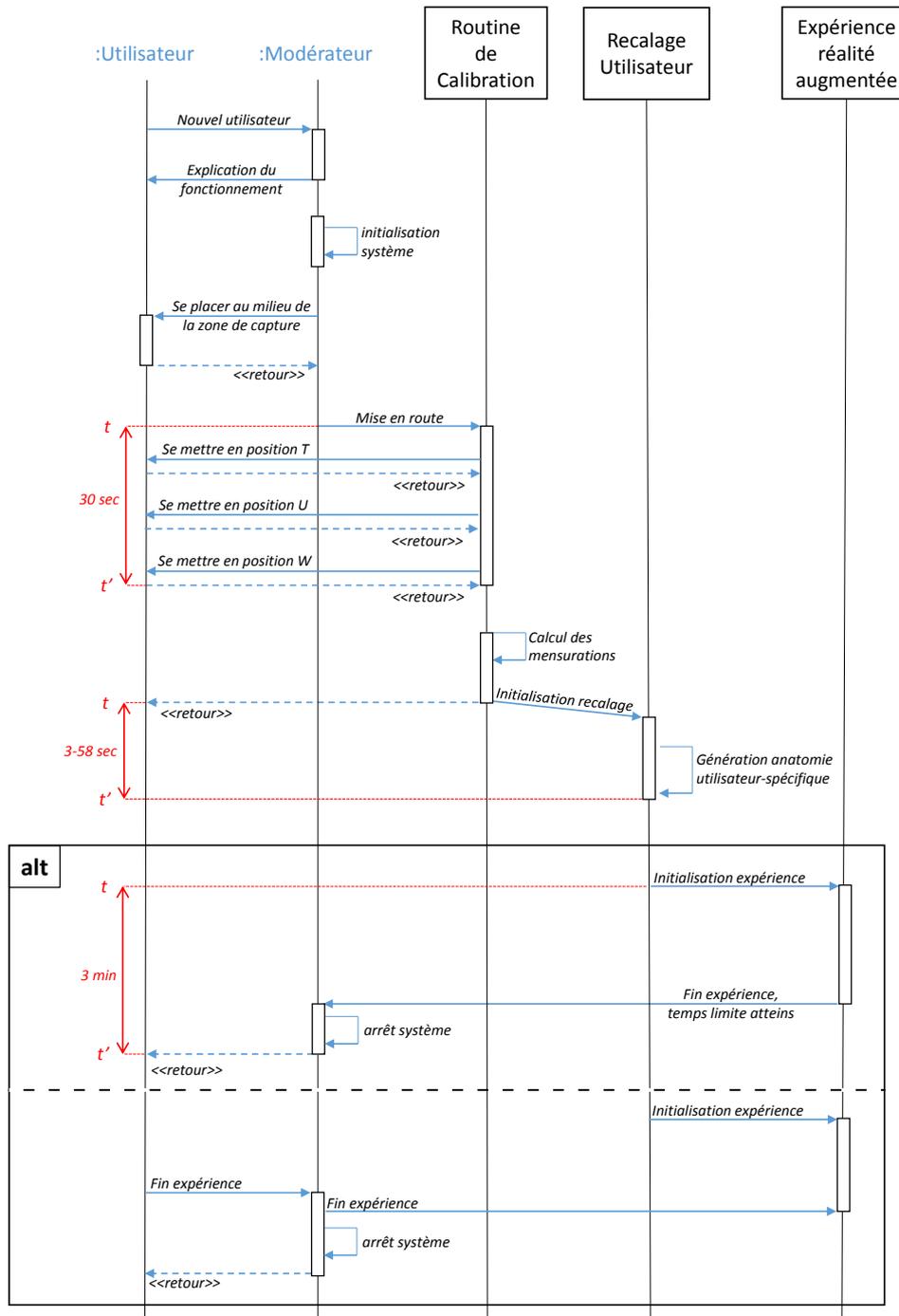


FIGURE D.1 – Diagramme de séquence : déroulement du LBA pour un utilisateur.

D.2 DÉMONSTRATION : EMERGING TECHNOLOGIES - SIGGRAPH ASIA 2015

Dans le but de présenter nos travaux à la communauté de chercheurs en informatique graphique, nous avons développé une démonstration pour « *Emerging Technologies, Siggraph Asia 2015* » [65]. La figure D.2 présente quelques photos du stand « *Living Book of Anatomy* ».



FIGURE D.2 – Photos du stand *Living Book of Anatomy* à *Emerging Technologies - Siggraph Asia 2015*.

Dans le cadre de cette démonstration, nous avons présenté un miroir interactif sans réalité augmentée, pour la phase de recalage, nous avons utilisé un recalage complexe avec peau simplifiée (voir page 91).

Cette première démonstration nous a permis de valider notre outil en terme de robustesse. Elle nous a également permis d’avoir des retours intéressants des utilisateurs.

D.3 DÉMONSTRATION : CONSUMER ELECTRONICS SHOW 2016

Dans le cadre d’une collaboration avec la start-up AnatoScope [54], nous avons présenté le LBA aux « *Consumer Electronics Show 2016* ». La figure D.3 présente quelques photos du stand AnatoScope.

Nous avons présenté un miroir interactif en réalité augmentée. Pour pouvoir obtenir un recalage très rapide, nous avons utilisée la méthode de recalage par skinning (voir section 4.3).

Cette démonstration nous a permis de présenter nos travaux dans le domaine de l’industrie pour juger du potentiel économique d’une telle approche.



FIGURE D.3 – Photos du stand *Anatoscope* - CES 2016.

D.4 DÉMONSTRATION : CONGRÈS DES MORPHOLOGISTES - 2016

Dans le but de présenter nos travaux à des professionnels du domaine médical, nous avons présenté le LBA au « *Congrès des morphologistes Français 2016* ». La figure *D.4* présente quelques photos du stand LBA pendant le congrès.



FIGURE D.4 – Photos de la démonstration du *Living Book of Anatomy* pendant le congrès des anatomistes, Toulouse 2016.

Cette démonstration utilise les mêmes éléments technologiques que la démonstration présentée en *section D.4*.

Grâce à cette démonstration, nous avons pu obtenir des retours intéressants à propos du réalisme anatomique de la visualisation ainsi que quelques pistes de développement pour des outils d'apprentissage. Nous avons également obtenu le prix de la meilleure présentation.

D.5 DÉMONSTRATION : SHOWROOM INRIA RHÔNE-ALPES

Le showroom est destiné à rendre visible et expliquer les travaux et résultats des équipes de recherche afin de :

- faciliter les visites externes et l'émergence de partenariats industriels. Le showroom permettra d'organiser plus facilement et de manière plus souple les visites des partenaires industriels, et permettra également d'ouvrir de nouvelles possibilités de partenariat.
- faciliter la mission pédagogique de la médiation scientifique qui est une mission importante des organismes de recherche. Le showroom permettra d'accueillir plus facile-

- ment, y compris en dehors d'événements spécifiques tels que la fête de la science, des scolaires mais aussi le grand public.
- faciliter la collaboration interne, en faisant gagner en visibilité les projets en interne (entre tous les acteurs des équipes de recherche) pour susciter les innovations croisées et les contributions internes.
- encourager les chercheurs à présenter leur travail, le packager pour la présentation à des publics variés, et donc avec des niveaux de lecture différents.
- partager entre pairs en permettant aux chercheurs des équipes de recherche d'utiliser le showroom et ses ressources afin de présenter leurs travaux et ceux de leurs collègues à des scientifiques invités.



FIGURE D.5 – Plans du showroom, dans les locaux de l'Inria Rhône-Alpes.

La figure [D.5](#) présente les plans du showroom. À l'entrée du showroom, les visiteurs disposeront d'une borne d'accueil composée d'une tablette tactile et d'un écran. Ce dispositif permettra de diffuser, à la demande, des informations relatives à l'institut ainsi que des informations sur le contenu du showroom. En entrant dans le showroom, sur le mur de droite (voir image de droite de la figure [D.5](#)), nous aurons le monde « virtuel » constitué de 2 espaces de démonstrations chacun présentant 2 démonstrations au choix, dont la démonstration du LBA.

D.6 PROTOTYPES D'INTERFACES COMPLEXES POUR LE LBA

La figure [D.6](#) présente différents prototypes d'interface pour le LBA. Notons quelques éléments des interfaces :

- la **barre de temps** permet d'avoir une notion du temps pendant l'expérience.
- les **gros plans** permettent de montrer des zones d'intérêt sur d'autres points de vues.
- l'**annotation** par zones ou par entité spécifique permet de nommer les éléments visuels.
- les **textes** sur la droite permettent d'afficher les connaissances symboliques de l'ontologie MyCF (voir [section 3.2.3](#)).
- le **mannequin anatomique** permet de visualiser la maquette anatomique dans son ensemble et donner ainsi un contexte aux entités anatomiques visibles sur le miroir LBA.

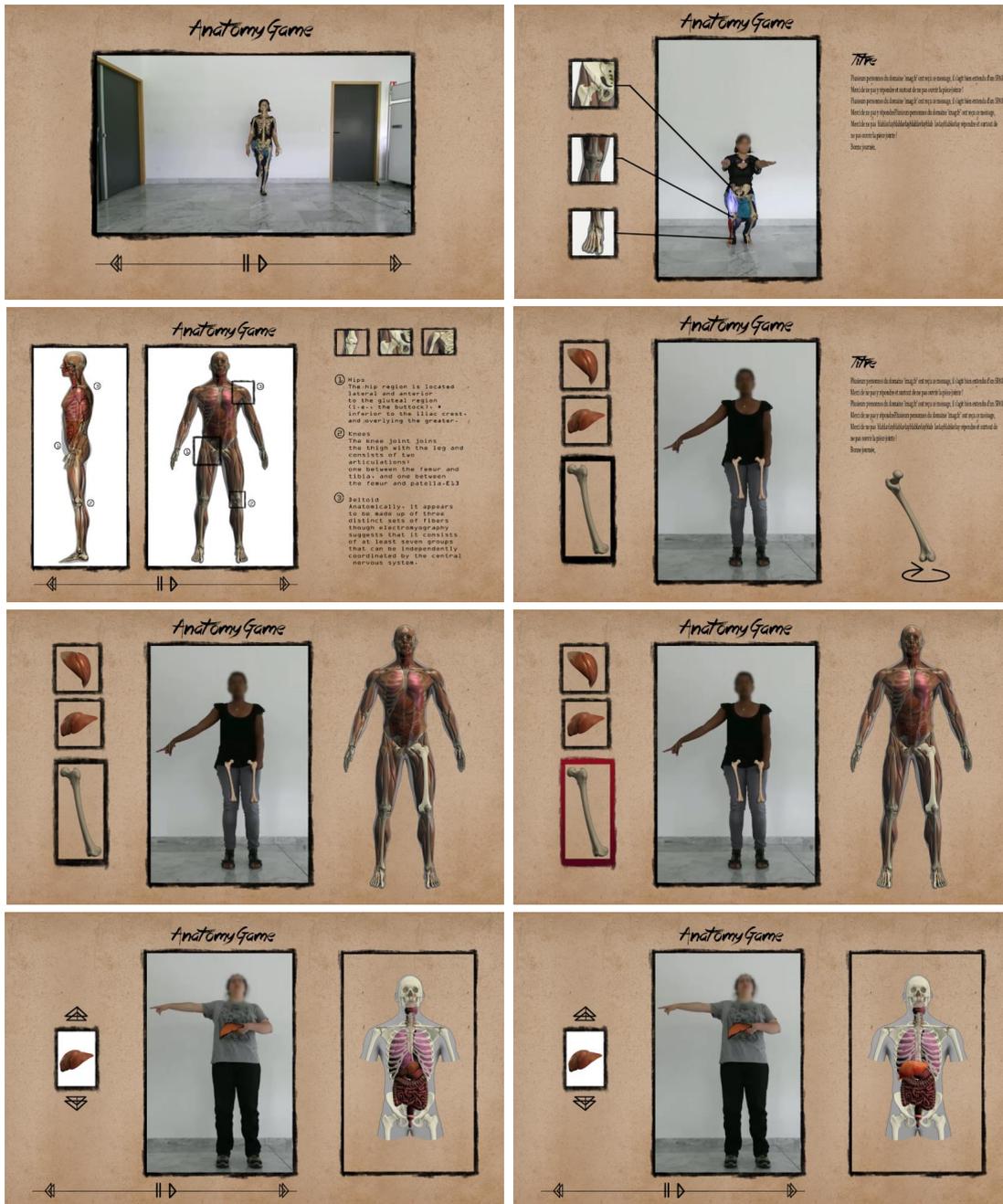


FIGURE D.6 – Prototypages d'interfaces complexes pour le LBA.

ANNEXE

— E —

VISUELS DU LIVING BOOK OF
ANATOMY

E.1 VISUALISATION DE L'ACTIVITÉ MUSCULAIRE

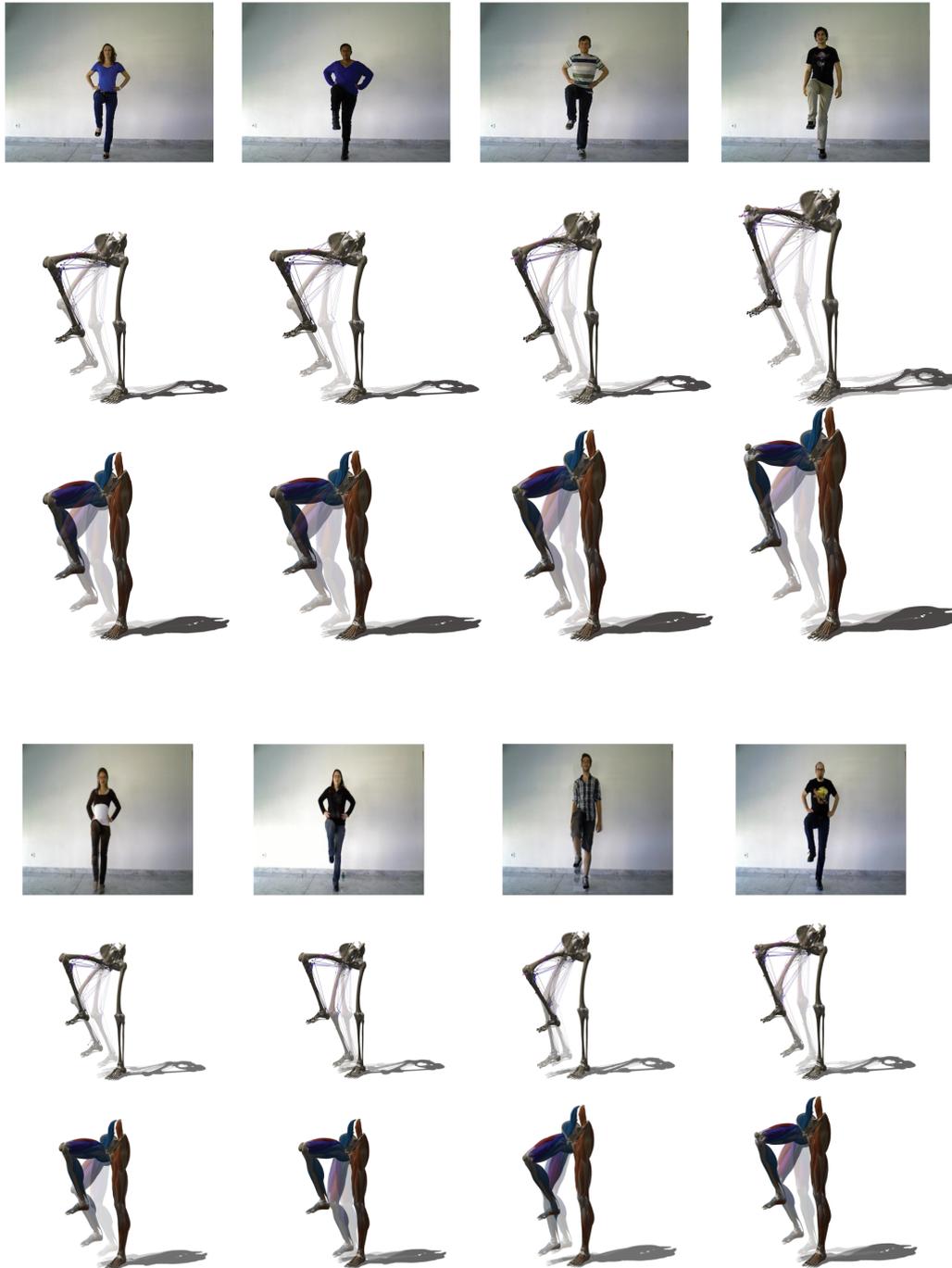


FIGURE E.1 – *Visualisation de l'activité musculaire - sur différents utilisateurs - pendant un mouvement de flexion/extension libre.*

E.2 VISUALISATION DE NOTRE MIROIR INTERACTIF ANATOMIQUE



FIGURE E.2 – *Visualisation - Miroir Interactif : Living Book of Anatomy.*



FIGURE E.3 – Visualisation - Miroir Interactif : Living Book of Anatomy.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Augmented Reality Mirror, Vanderbilt School of Engineering. https://www.nitrc.org/projects/ar_mirror/.
- [2] Bonnie Bainbridge Cohen. <http://www.experientialanatomy.org>.
- [3] ColorJet printing (CJP). <http://www.materialise.fr/impression-3D/cjp>.
- [4] Google Tango : see more of your world. <https://get.google.com/tango/>.
- [5] Kinovis : 4D Modeling Platform (INRIA Rhône-Alpes). <http://kinovis.inrialpes.fr>.
- [6] Laboratoire d'Anatomie Des Alpes Françaises (LADAF). <http://anatomie.ujf-grenoble.fr>.
- [7] OpenSim, Lower Limb Model 2010. <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Lower+Limb+Model+2010>.
- [8] Simulation Open Framework Architecture (SOFA). <https://www.sofa-framework.org>.
- [9] The Balaur Display Wall, Johns Hopkins University. <http://www.cs.jhu.edu/balaur/about.html>.
- [10] Ubisoft : Microsoft and Sony demand PC games to be locked at 30fps. <http://www.kitguru.net/components/graphic-cards/anton-shilov/ubisoft-microsoft-and-sony-demand-pc-games-to-be-locked-at-30fps/>.
- [11] Vicon Motion Systems. <https://www.vicon.com/>.
- [12] Physiome Project : The Virtual Physiological Human, 1993-*. <http://physiomeproject.org/about/the-virtual-physiological-human>.
- [13] Autodesk Maya, 1998-*. <http://www.autodesk.fr/products/maya/overview>.
- [14] Japanese body dimension data, 1998. <http://riodb.ibase.aist.go.jp/dhbodydb/97-98/index.html.en>.
- [15] InnerBODY Corporation, 1999-*. <http://www.innerbody.com/>.
- [16] MakeHuman, 2001-*. <http://www.makehuman.org>.
- [17] ModiFace, 2001-*. <http://modiface.com/>.

- [18] Blender Foundation, 2002-*. <https://www.blender.org>.
- [19] UNIQ, 2003-*. <http://unyq.com/fr/>.
- [20] Unreal Engine Enterprise, 2004-*. <https://www.unrealengine.com>.
- [21] ICT, Light Stage 6, 2006-*. https://www.fxguide.com/featured/light_stage_6/.
- [22] ArtiSynth, 2009-*. <http://artisynt.magic.ubc.ca/artisynt>.
- [23] Leap Motion Inc, 2010-*. <https://www.leapmotion.com>.
- [24] Sim4Life (zurich med tech), 2010-*. <http://www.zurichmedtech.com>.
- [25] The Zygote Company, 2010-*. <https://www.zygote.com>.
- [26] Autodesk Maya Muscle Plugin, 2011. <http://download.autodesk.com/us/support/files/muscle.pdf>.
- [27] Mirracle, 2011-2013. <http://campar.in.tum.de/files/mirracle/>.
- [28] Anatomage, 2012-*. <http://medical.anatimage.com>.
- [29] My Corporis Fabrica Web, 2012-*. <http://mycfbrowser.inrialpes.fr/mycf/>.
- [30] Anatomie 3D (Université Claude Bernard, Lyon 1), 2012. <http://anatomie3d.univ-lyon1.fr>.
- [31] PERSYVAL-Lab (Pervasive Systems and Algorithms), 2012-2019. <https://persyval-lab.org/research>.
- [32] 3DSystems, 2013-*. <http://www.3dsystems.com>.
- [33] Asus, Xtion PRO LIVE, 2013-*. https://www.asus.com/3D-Sensor/Xtion_PRO_LIVE.
- [34] Visual Forensic, 2013-*. http://www.visualforensic.com/Visualforensic_momie.html.
- [35] ANAR Foundation (Aid to Children and Adolescents at Risk), 2013. <http://lightfield-forum.com/2013/05/lenticular-print-ad-shows-secret-message-to-children/#more-6068>.
- [36] Living Book of Anatomy, 2013. <https://persyval-lab.org/fr/sites/lba>.
- [37] BioDigital, 2014-*. <https://www.biodigital.com>.
- [38] Campus Numérique d'Anatomie, 2014-*. <http://www.campusdanatomie.org>.
- [39] Microsoft Kinect for Windows SDK 2.0, 2014-*. <https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=44561>.
- [40] Microsoft Kinect pour Xbox One, 2014-*. <http://www.xbox.com/fr-FR/xbox-one/accessories/kinect-for-xbox-one#fbid=xACbEAEnovu>.
- [41] Structure Sensor, Apple Inc, 2014-*. <http://structure.io>.
- [42] The Visible Human Project, CUS National Library of Medicine, 2014. <https://www.nlm.nih.gov/research/visible/>.
- [43] ZygoteBody, 2014. <https://zygotebody.com>.
- [44] 3D FAB : 3D Fabric of Advanced Biology, 2015-*. <http://fabric-advanced-biology.univ-lyon1.fr>.
- [45] Biomodex, 2015-*. <http://biomodex.com>.
- [46] Microsoft HoloLens : Partner Spotlight with Case Western Reserve University, 2015-*. <https://www.youtube.com/watch?v=SKpKlh1-en0>.
- [47] Oculus, Samsung Gear VR, 2015-*. <http://www.samsung.com/global/galaxy/gear-vr/>.

- [48] The Qt Company Ltd, Qt QML, 2015-*. <http://doc.qt.io/qt-5/qtqml-index.html>.
- [49] Ziva Dynamics, 2015-*. <http://zivadynamics.com/>.
- [50] BODYxLABS, 2015. <https://www.bodylabs.com/blog/2015/01/29/visualizing-bmis-blind-spots/>.
- [51] Pixologic ZBrush, 2015. <https://pixologic.com>.
- [52] Musée Dauphinois - expositions : Confidences d'outre-tombe, squelettes en question, 2015-2016. <http://www.musee-dauphinois.fr/2905-confidences-d-outre-tombe.htm>.
- [53] Musée Dauphinois - expositions : Mir'OS, le miroir qui révèle notre squelette, 2015-2016. <http://lacasemate.fr/visiter/hors-les-murs/confidences-doutre-tombe/>.
- [54] AnatoScope, 2016-*. <http://www.anatoscope.com/>.
- [55] Microsoft Holoportation, 2016. <https://www.microsoft.com/en-us/research/project/holoportation-3/>.
- [56] Unity 3D, 2016. <https://unity3d.com/>.
- [57] VPH Institute, Virtual Physiological Human, 2016. <http://www.vph-institute.org/>.
- [58] ADRIAN S., J., AND YU, S. Exploration of spatial augmented reality on person. In *Virtual Reality (VR)* (March 2013), IEEE Computer Society, pp. 59–60.
- [59] ALLEN, B., CURLESS, B., AND POPOVIĆ, Z. Articulated Body Deformation from Range Scan Data. In *Proceedings of the 29th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (2002)*, Association for Computing Machinery (ACM), pp. 612–619.
- [60] ANDREAS, C., WOLFGANG, K., ECKHART G., H., KATHARINA, H., MARCEL, Z., ESRA, N., WOLFGANG, R., ROLF, J., WERNER, B., JI, C., BERTHOLD, K., PETER, S., HANS-PETER, H., JIANXIANG, S., MICHAEL, O., DOMINIK, S., ANTHONY, K., JOSHUA W., G., AND NIELS, K. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. In *Physics in Medicine and Biology* (January 2010), p. 23–38.
- [61] ANGUELOV, D., SRINIVASAN, P., KOLLER, D., THRUN, S., RODGERS, J., AND DAVIS, J. SCAPE : Shape Completion and Animation of People. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 24, 3 (July 2005), 408–416.
- [62] BĂLAN, A. O., AND BLACK, M. J. The naked truth : Estimating body shape under clothing. In *Computer Vision—ECCV 2008* (2008), Springer, pp. 15–29.
- [63] BARAN, I., AND POPOVIĆ, J. Automatic Rigging and Animation of 3D Characters. In *SIGGRAPH 2007 Papers* (2007), Association for Computing Machinery (ACM).
- [64] BAUER, A., DICKO, A.-H., FAURE, F., PALOMBI, O., AND TROCCAZ, J. Anatomical Mirroring : Real-time User-specific Anatomy in Motion Using a Commodity Depth Camera. In *Motion in Games 2016 (MIG)* (October 2016), Association for Computing Machinery (ACM).
- [65] BAUER, A., DICKO, A.-H., PALOMBI, O., FAURE, F., AND TROCCAZ, J. Living Book of Anatomy Project : See your Insides in Motion ! In *SA'15 Emerging Technologies, November 02-06, 2015, Kobe, Japan* (November 2015).
- [66] BAUER, A., PACLET, F., CAHOUE, V., DICKO, A.-H., PALOMBI, O., FAURE, F., AND TROCCAZ, J. Interactive Visualization of Muscle Activity During Limb Movements : Towards Enhanced Anatomy Learning. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine (VCBM)* (2014).

- [67] BAUER, A., ULLIANA, F., DICKO, A. H., GILLES, B., PALOMBI, O., AND FAURE, F. My Corporis Fabrica : Making Anatomy Easy. In *SIGGRAPH : Special Interest Group on GRAPHics and Interactive Techniques* (August 2014).
- [68] BEELER, T., BICKEL, B., NORIS, G., BEARDSLEY, P., MARSCHNER, S., SUMNER, R. W., AND GROSS, M. Coupled 3D Reconstruction of Sparse Facial Hair and Skin. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 31, 4 (July 2012), 117 :1–117 :10.
- [69] BERNEY, S., GROFF, J., BEÉTRANCOURT, M., AND BOUCHEIX, J.-M. Extracting pertinent and useful spatial information from an animation of a 3D anatomical structure : an eye-tracking pilot study. In *Biennial Conference of the European Association for Research on Learning and Instruction (Earli)* (August 2015).
- [70] BERNEY, S., GROFF, J., AND GAGNIÈRE, L. L'animation 3D, un soutien à l'apprentissage d'informations spatiales ? In *Conference on Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain (EIAH)* (June 2015).
- [71] BERNEY, S., MOLINARI, G., AND BÉTRANCOURT, M. Supporting the processing of 3D objects in different orientations with animation : The case of functional anatomy. In *Biennial Conference of the European Association for Research on Learning and Instruction (EARLI)* (August 2013).
- [72] BESL, P. J., AND MCKAY, N. D. A Method for Registration of 3-D Shapes. In *Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* (February 1992), IEEE Computer Society, pp. 239–256.
- [73] BICHLMEIER, C., WIMMER, F., HEINING, S. M., AND NAVAB, N. Contextual Anatomic Mimesis Hybrid In-Situ Visualization Method for Improving Multi-Sensory Depth Perception in Medical Augmented Reality. In *International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)* (2007), IEEE Computer Society, pp. 129–138.
- [74] BIJAR, A., ROHAN, P.-Y., PERRIER, P., AND PAYAN, Y. Atlas-Based Automatic Generation of Subject-Specific Finite Element Tongue Meshes. In *Annals of Biomedical Engineering* (November 2015), pp. 16–34.
- [75] BLUM, T., KLEEBERGER, V., BICHLMEIER, C., AND NAVAB, N. mirracle : An augmented reality magic mirror system for anatomy education. In *Virtual Reality Short Papers and Posters (VRW)* (2012).
- [76] BOGO, F., ROMERO, J., LOPER, M., AND BLACK, M. J. FAUST : Dataset and evaluation for 3D mesh registration. In *Proceedings of The Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)* (June 2014), IEEE Computer Society, pp. 3794–3801.
- [77] BORNER, A., AND KIRSCH, S. Anatomie Spiegel, 2015. <http://www.qwertzus.com/anatomie-spiegel/>.
- [78] BOUAZIZ, S., AND PAULY, M. Dynamic 2D/3D Registration for the Kinect. In *SIGGRAPH 2013 Courses* (2013), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 1–14.
- [79] BOWEN, J. Human Augmented Anatomy Mirror, 2016. <https://twitter.com/JonRBowen/status/706285730612400130>.
- [80] BROWN, J., MONTGOMERY, K., LATOMBE, J.-C., AND STEPHANIDES, M. A Microsurgery Simulation System. In *MICCAI* (2001), Springer, pp. 137–144.
- [81] BUCHANAN, T. S., LLOYD, D. G., MANAL, K., AND BESIÈRE, T. F. Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. In *Medicine and Science in Sports Exercise* (November 2005).

- [82] BUZAN, T., AND BUZAN, B. *How to mind map*. Thorsons London, 2002.
- [83] CHRISTOPH, B., BEN, O., OLIVER, K., MOHAMMAD, RUSTAE ANS SANDRO MICHAEL, H., AND NASSIR, N. The Visible Korean Human Phantom : Realistic Test & Development Environments for Medical Augmented Reality. In *Proceedings of the International Workshop on Augmented environments for Medical Imaging including Augmented Reality in Computer-aided Surgery (AMI-ARCS)* (2008).
- [84] COTIN, S., DELINGETTE, H., AND AYACHE, N. Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation. In *Transactions on Visualization and Computer Graphics (TVCG)* (January 1999), IEEE Computer Society, pp. 62–73.
- [85] CRUZ-NEIRA, C., SANDIN, D. J., DEFANTI, T. A., KENYON, R. V., AND HART, J. C. The CAVE : Audio Visual Experience Automatic Virtual Environment. In *Communications of the ACM (CACM)* (June 1992).
- [86] DE AGUIAR, E., STOLL, C., THEOBALT, C., AHMED, N., SEIDEL, H.-P., AND THRUN, S. Performance Capture from Sparse Multi-view Video. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 27, 3 (August 2008), 98 :1–98 :10.
- [87] DEBEVEC, P., HAWKINS, T., TCHOU, C., DUIKER, H.-P., SAROKIN, W., AND SAGAR, M. Acquiring the Reflectance Field of a Human Face. In *Proceedings of the 27th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques* (2000), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 145–156.
- [88] DICKO, A.-H., TIAN, L., GILLES, B., KAVAN, L., FAURE, F., PALOMBI, O., AND CANI, M.-P. Anatomy transfer. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 32, 6 (november 2013), 188 :1–188 :8.
- [89] EBERLY, D. Constrained Quaternions Using Euler Angles, 2008. <http://www.geometrictools.com/Documentation/ConstrainedQuaternions.pdf>.
- [90] EINARSSON, P., CHABERT, C.-F., JONES, A., MA, W.-C., LAMOND, B., HAWKINS, T., BOLAS, M., SYLWAN, S., AND DEBEVEC, P. Relighting Human Locomotion with Flowed Reflectance Fields. In *Proceedings of the 17th Eurographics Conference on Rendering Techniques* (2006), The Eurographics Association, pp. 183–194.
- [91] ESPITIA-CONTRERAS, A., SANCHEZ-CAIMAN, P., AND URIBE-QUEVEDO, A. Development of a Kinect-based anthropometric measurement application. In *Virtual Reality (VR)* (2014), IEEE Computer Society, pp. 71–72.
- [92] FAURE, F., DURIEZ, C., DELINGETTE, H., ALLARD, J., GILLES, B., MARCHESSEAU, S., TALBOT, H., COURTECUISSÉ, H., BOUSQUET, G., PETERLIK, I., AND COTIN, S. SOFA : A Multi-Model Framework for Interactive Physical Simulation. In *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery* (2012).
- [93] FAURE, F., GILLES, B., BOUSQUET, G., AND PAI, D. K. Sparse Meshless Models of Complex Deformable Solids. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 30, 4 (July 2011), 73 :1–73 :10.
- [94] FENG, A., SHAPIRO, A., RUIZHE, W., BOLAS, M., MEDIONI, G., AND SUMA, E. Rapid Avatar Capture and Simulation Using Commodity Depth Sensors. In *ACM SIGGRAPH 2014 Talks* (2014).
- [95] FREILER, T. J. Learning through the body. In *New Directions for Adults and Continuing Education* (September 2008).
- [96] GILLES, B., BOUSQUET, G., FAURE, F., AND PAI, D. Frame-based Elastic Models. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 30, 2 (April 2011), 15 :1–15 :12.

- [97] GILLES, B., FAURE, F., BOUSQUET, G., AND PAI, D. K. Frame-based interactive simulation of complex deformable objects. In *Deformation Models* (2013), Springer, pp. 145–166.
- [98] GILLES, B., REVERET, L., AND PAI, D. Creating and animating subject-specific anatomical models. In *Computer Graphics Forum* (June 2010).
- [99] GONZÁLEZ, A., HAYASHIBE, M., BONNET, V., AND FRAISSE, P. Whole Body Center of Mass Estimation with Portable Sensors : Using the Statically Equivalent Serial Chain and a Kinect. In *Biomedical Sensors and Systems* (September 2014), pp. 16955–16971.
- [100] GONZÁLEZ, A., HAYASHIBE, M., AND FRAISSE, P. Estimation of the Center of Mass with Kinect and Wii balance board. In *Intelligent Robots and Systems (IROS)* (2012), IEEE Computer Society, pp. 1023–1028.
- [101] GRABER, M. A., WYATT, C., KASPAREK, L., AND XU, Y. Does simulator training for medical students change patient opinions and attitudes toward medical student procedures in the emergency department? In *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)* (2005), Academic Emergency Medicine, p. 635–639.
- [102] GRAND, J.-M., THIRIET, P., AND RASTELLO, O. L'élévation antérieure du bras, 2012. https://www.youtube.com/watch?v=qAKevV1Je_s.
- [103] GUAN, P., FREIFELD, O., AND BLACK, M. J. A 2D human body model dressed in eigen clothing. In *Proceedings of the 11th European conference on Computer vision (ECCV'10)* (2010), pp. 285–298.
- [104] GUAY, M., RONFARD, R., GLEICHER, M., AND CANI, M.-P. Space-time sketching of character animation. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 34, 4 (May 2015), 118 :1–118 :10.
- [105] GUILLOT, A., CHAMPELY, S., BATIER, C., THIRIET, P., AND COLLET, C. Relationship Between Spatial Abilities, Mental Rotation and Functional Anatomy Learning. In *Advances in Health Sciences Education* (July 2006).
- [106] HAOUCHINE, N., COTIN, S., DEQUIDT, J., KERRIEN, E., AND BERGER, M.-O. Réalité augmentée pour la chirurgie minimalement invasive du foie utilisant un modèle biomécanique guidé par l'image. In *Reconnaissance de Formes et Intelligence Artificielle (RFIA)* (June 2014).
- [107] HELENA, M., XINGNAN, X., AND BENNETT A., L. AR MRI Game Demo. <https://vimeo.com/173657548>.
- [108] HELTEN, T., BAAK, A., BHARAJ, G., MULLER, M., SEIDEL, H.-P., AND THEOBALT, C. Personalization and evaluation of a real-time depth-based full body tracker. In *International Conference on 3D Vision (3DV)* (2013), IEEE Computer Society, pp. 279–286.
- [109] HÖHNE, K. H. VOXEL-MAN 3D Navigator, 1985-*. http://www.voxel-man.com/gallery/visible_human/inner_organs/.
- [110] HOLOLENS, M., 2015-*. <https://www.microsoft.com/microsoft-hololens/en-us>.
- [111] HSIAO, S.-W., AND CHEN, R.-Q. Applying Kinect on the Development of a customized 3D Mannequin. In *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering (JMME-IJENS)* (2015).
- [112] HUGHES, C. E., STAPLETON, C. B., HUGHES, D. E., AND SMITH, E. M. Mixed reality in education, entertainment, and training. In *Computer Graphics and Applications* (November 2005), IEEE Computer Society.

- [113] J., K., AND R., W. Acceleration techniques for gpu-based volume rendering. In *Proceedings of the 14th IEEE Visualization (VIS'03)* (2003), IEEE Computer Society.
- [114] J. B. ANTOINE, M., AND MAX A., V. A Survey of Medical Image Registration. In *Medical Image Analysis* (March 1998), pp. 1–36.
- [115] JACOBS, J., BARBIC, J., EDWARDS, E., DORAN, C., AND VAN STRATEN, A. How to Build a Human : Practical Physics-based Character Animation. In *Proceedings of the 2016 Symposium on Digital Production* (2016), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 7–9.
- [116] JACOBSON, A., BARAN, I., POPOVIĆ, J., AND SORKINE, O. Bounded Biharmonic Weights for Real-time Deformation. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 30, 4 (July 2011), 78 :1–78 :8.
- [117] JENS, K., JENS, S., AND RÜDIGER, W. ClearView : An Interactive Context Preserving Hotspot Visualization Technique. In *Transactions on Visualisation and Computer Graphics* (October 2006), IEEE Computer Society, pp. 941–948.
- [118] JIN SEO, P., MIN SUK, C., SUNG BAE, H., YONG SOOK, L., DONG-HWAN, H., AND HYUNG SEON, P. Visible korean human : Improved serially sectioned images of the entire body. In *Transactions on Medical Imaging* (March 2005), IEEE Computer Society.
- [119] JORDAO, K., PETTRÉ, J., CHRISTIE, M., AND CANI, M.-P. Crowd Sculpting : A space-time sculpting method for populating virtual environments. In *Computer Graphics Forum* (May 2014), The Eurographics Association, pp. 351–360.
- [120] JOSHI, P., MEYER, M., DEROSE, T., GREEN, B., AND SANOCKI, T. Harmonic Coordinates for Character Articulation. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 26, 3 (July 2007).
- [121] KALMAN, R. E. A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. In *Transactions of the ASME—Journal of Basic Engineering* (1960), pp. 35–45.
- [122] KAMINA, P. *Anatomie clinique*. Maloine, 2009.
- [123] KAMPHUIS, C., BARSOM, E., SCHIJVEN, M., AND CHRISTOPH, N. Augmented reality in medical education ? In *Perspectives on medical education* (2014), Springer, pp. 300–311.
- [124] KAVAN, L., COLLINS, S., AND O’SULLIVAN, C. Automatic Linearization of Nonlinear Skinning. In *Proceedings of the 2009 Symposium on Interactive 3D Graphics and Games* (2009), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 49–56.
- [125] KAVAN, L., COLLINS, S., ŽÁRA, J., AND O’SULLIVAN, C. Skinning with Dual Quaternions. In *Proceedings of the 2007 Symposium on Interactive 3D Graphics and Games* (2007), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 39–46.
- [126] KAVAN, L., AND SORKINE, O. Elasticity-Inspired Deformers for Character Articulation. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 31, 6 (2012), 196 :1–196 :8.
- [127] KAVAN, L., AND ŽÁRA, J. Spherical Blend Skinning : A Real-time Deformation of Articulated Models. In *Proceedings of the 2005 Symposium on Interactive 3D Graphics and Games* (2005), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 9–16.
- [128] KING, A. P., EDWARDS, P. J., JR., C. R. M., DE CUNHA, D. A., GASTON, R. P., CLARKSON, M. J., HILL, D. L. G., HAWKES, D. J., FENLON, M. R., STRONG, A. J., COX, T. C. S., AND GLEESON, M. J. Stereo Augmented Reality in the Surgical Microscope. In *Studies in Health Technology and informatics* (2000), pp. 360–368.

- [129] KLAUS, E., MARKUS, H., JOE M., K., AND CHRISTOF, R.-S. Real-time volume graphics. In *ACM SIGGRAPH 2004 Course* (2004).
- [130] KNEEBONE, R. Evaluating clinical simulations for learning procedural skills : a theory-based approach. In *Academic medicine : journal of the Association of American Medical Colleges*, p. 549–553.
- [131] KRONANDER, J., BANTERLE, F., GARDNER, A., MIANDJI, E., AND UNGER, J. Photorealistic Rendering of Mixed Reality Scenes. In *Computer Graphics Forum* (May 2015), pp. 643–665.
- [132] LANDER, J. *Skin them bones : Game programming for the web generation*. Game Developer Magazine, 1998.
- [133] LANDER, J. *Over my dead, polygonal body*. Game Developer Magazine, 1999.
- [134] LAURA G., J., PHILIP, E., AND DAVID, H. Surface transparency makes stereo overlays unpredictable : The implications for augmented reality. In *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR)* (2002), pp. 131–136.
- [135] LEE, Y., LEE, K., KWON, S.-S., JEONG, J., O’SULLIVAN, C., PARK, M. S., AND LEE, J. Push-recovery Stability of Biped Locomotion. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 34, 6 (November 2015), 180 :1–180 :9.
- [136] LETOUZEY, A. *4D modeling from mutli-camera setup*. PhD thesis, Univsersité de Grenoble, 2012.
- [137] LI, H., VOUGA, E., GUDYM, A., LUO, L., BARRON, J. T., AND GUSEV, G. 3D Self-Portraits. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 32, 6 (November 2013), 187 :1–187 :9.
- [138] LI, P., CORNER, B., CARSON, J., AND PAQUETTE, S. A three-dimensional shape database from a large-scale anthropometric survey. In *Proceedings of 19th Triennial Congress of the IEA* (August 2015), p. 9–14.
- [139] LIU, L., YIN, K., WANG, B., AND GUO, B. Simulation and Control of Skeleton-driven Soft Body Characters. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 32, 6 (November 2013), 215 :1–215 :8.
- [140] LLOYD, J. E., STAVNESS, I., AND FELS, S. ARTISYNTH : A fast interactive biomechanical modeling toolkit combining multibody and finite element simulation. In *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery* (2012), pp. 355–394.
- [141] LUSK, M. M., AND ATKINSON, R. K. Animated pedagogical agents : Does their degree of embodiment impact learning from static or animated worked examples ? In *Applied cognitive psychology* (2007), Wiley Online Library, pp. 747–764.
- [142] MA, M., FALLAVOLLITA, P., SEELBACH, I., VON DER HEIDE, A. M., EULER, E., WASCHKE, J., AND NAVAB, N. Personalized augmented reality for anatomy education. In *Clinical Anatomy* (May 2016), pp. 446–453.
- [143] MA, M., JUTZI, P., BORK, F., SEELBACH, I., VON DER HEIDE, A. M., NAVAB, N., AND FALLAVOLLITA, P. Interactive Mixed Reality for Muscle Structure and Function Learning. In *Medical Imaging and Augmented Reality* (2016), Springer International Publishing, pp. 117–128.
- [144] MACEDO, M. C., AND APOLINÁRIO, A. L. Focus Plus Context Visualization Based on Volume Clipping for Markerless On-patient Medical Data Visualization. In *Computers and Graphics* (December 2015), pp. 196–209.

- [145] MACEDO, M. C. F., APOLINÁRIO, A. L., SOUZA, A. C. S., AND GIRALDI, G. A. A Semi-automatic Markerless Augmented Reality Approach for On-Patient Volumetric Medical Data Visualization. In *Proceedings of the 2014 Fifth International Conference on Intelligent Systems Design and Engineering Applications* (2014), IEEE Computer Society, pp. 63–70.
- [146] MAITRE, X. NewScientist : Digital mirror reveals what lies under your skin, 2014. <http://www.newscientist.com/article/mg22229653.800-digital-mirror-reveals-what-lies-under-your-skin.html>.
- [147] MALINOWSKI, M. J., AND MATSINOS, E. On using the Microsoft Kinect sensors to determine the lengths of the arm and leg bones of a human subject in motion. In *Medical Physics* (2015).
- [148] MANJREKAR, S., SANDILYA, S., BHOSALE, D., KANCHI, S., PITKAR, A., AND GONDHALEKAR, M. CAVE : An Emerging Immersive Technology - A Review. In *16th International Conference on Computer Modelling and Simulation* (2014), IEEE Computer Society, pp. 131–136.
- [149] MAREY, E.-J. *Le Mouvement*. G Masson, 1884.
- [150] MARIE-CHRISTINE, G., ESRA, N., HEIDI, M., EVELINE, H., SILVIA, F., LIVIA, G., MARIA, J., ISABEL, H., FABIENNE, D. G., BRYN, L., EMILIO, C., DOMINIK, S., WOLFGANG, K., AND NIELS, K. Development of a New Generation of High-Resolution Anatomical Models for Medical Device Evaluation : The Virtual Population 3.0. In *Physics in Medicine and Biology* (June 2014), p. 5287–5303.
- [151] MATEUS, D., HORAUD, R., KNOSSOW, D., CUZZOLIN, F., AND BOYER, E. Articulated Shape Matching Using Laplacian Eigenfunctions and Unsupervised Point Registration. In *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)* (June 2008), IEEE Computer Society.
- [152] MCADAMS, A., ZHU, Y., SELLE, A., EMPEY, M., TAMSTORF, R., TERAN, J., AND SIFAKIS, E. Efficient Elasticity for Character Skinning with Contact and Collisions. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 30, 4 (July 2011), 37 :1–37 :12.
- [153] MENG, M., FALLAVOLLITA, P., BLUM, T., ECK, U., SANDOR, C., WEIDERT, S., WASCHKE, J., AND NAVAB, N. Kinect for interactive AR anatomy learning. In *International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)* (2013), IEEE Computer Society, pp. 277–278.
- [154] MICHAEL, B., MARTIN, H., WOLFGANG, W., IVAN, V., AND M. EDUARD, G. Feature emphasis and contextual cutaways for multimodal medical visualization. In *IEEE VGTC Symposium on Visualization* (May 2007), The Eurographics Association, pp. 275–282.
- [155] MICHAEL, D. *Dream Anatomy*. National Institutes of Health, 2006.
- [156] MICHAEL, H., GUIDO, Z., AND ROBERT, H. Resculptors : Layered Curve-Based Deformers. *ACM Transactions on Graphics (TOG) - Talks* (2014), 30 :1–30 :1.
- [157] MICHAEL, M., JIAN, H., DIRK, B., KLAUS, M., AND ROGER, C. A practical evaluation of popular volume rendering algorithms. In *Symposium on Volume Visualization (VVS)* (2000), IEEE Computer Society, pp. 81–90.
- [158] MILGRAM, P., AND KISHINO, F. A Taxonomy of Mixed Reality Visual Displays. In *IEICE Transactions on Information Systems* (December 1994), pp. 1321–1329.

- [159] MORTEN, E.-N., SARAH, N., AND KENNY, E. A joint-constraint model for human joints using signed distance-fields. In *Springer Science+Business Media B.V.* (January 2012).
- [160] MURAI, A., KUROSAKI, K., YAMANE, K., AND NAKAMURA, Y. Musculoskeletal-see-through mirror : Computational modeling and algorithm for whole-body muscle activity visualization in real time. In *Progress in Biophysics and Molecular Biology* (2010), pp. 310–317.
- [161] NAVAB, N., BLUM, T., WANG, L., OKUR, A., AND WENDLER, T. First Deployments of Augmented Reality in Operating Rooms. In *IEEE Computer Society* (2012), p. 48–55.
- [162] NESTERA, C., JONESA, R., LIUA, A., HOWARDA, D., LUNDBERGB, A., ARNDTB, A., LUNDGREN, P., STACOFFD, A., AND WOLFD, P. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. In *Journal of Biomechanics* (July 2016), pp. 3412–3423.
- [163] NETTER, F. *Atlas d'anatomie humaine*. Elsevier Masson, 2011.
- [164] NI, T., KARLSON, A. K., AND WIGDOR, D. AnatOnMe : Facilitating Doctor-patient Communication Using a Projection-based Handheld Device. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (2011), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 3333–3342.
- [165] NORDIN, M., AND FRANKEL, V. H. V. H. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [166] OLIVIER, G. *Morphologie et types humains*. édition Vigot Frères, 1967.
- [167] PABLO, G., MICHAEL, Z., DAN, C., LEVI, V., KIRAN, V., PATRICK, P., AND CHRISTIAN, T. Reconstruction of Personalized 3D Face Rigs from Monocular Video. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 35, 3 (2016), 28 :1–28 :15.
- [168] PALOMBI, O., BOUSQUET, G., JOSPIN, D., HASSAN, S., REVÉRET, L., AND FAURE, F. My Corporis Fabrica : A Unified Ontological, Geometrical and Mechanical View of Human Anatomy. In *Proceedings of the 2009 International Conference on Modelling the Physiological Human* (2009), pp. 209–219.
- [169] PALOMBI, O., ULLIANA, F., FAVIER, V., LÉON, J.-C., AND ROUSSET, M.-C. My Corporis Fabrica : an ontology-based tool for reasoning and querying on complex anatomical models. In *Intelligent Computer Graphics* (May 2014), Journal of Biomedical Semantics, pp. 227–242.
- [170] PAQUETTE, S., GORDON, C., AND BRADTMILLER, B. Anthropometric Survey (ANSUR) II pilot study : Methods and Summary Statistics, 2009.
- [171] PAUL, M., HARUO, T., AKIRA, U., AND FUMIO, K. Augmented Reality : A Class of Displays on the Reality-Virtuality Continuum. In *Telem manipulator and Telepresence Technologies* (1994), pp. 282–292.
- [172] PFISTER, A., WEST, A. M., BRONNER, S., AND NOAH, J. A. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. In *Journal of medical engineering & technology* (2014), pp. 274–280.
- [173] PIOTIN, S., BENASSAROU, A., BLANCHARD, F., NOCENT, O., AND BERTIN, E. Abdominal morphometric data acquisition using depth sensors. In *15th International Conference on e-Health Networking, Applications & Services (Healthcom)* (2013), IEEE Computer Society, pp. 653–657.

- [174] POIRIER, M., AND PAQUETTE, E. Rig Retargeting for 3D Animation. In *Proceedings of Graphics Interface (2009)*, Canadian Information Processing Society, pp. 103–110.
- [175] POMMERT, A., AND HOEHNE, K. H. Validation of medical volume visualization : a literature review. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) (2003)*, pp. 571–576.
- [176] QUAH, C. K., GAGALOWICZ, A., ROUSSEL, R., AND SEAH, H. S. 3D modeling of humans with skeletons from uncalibrated wide baseline views. In *Computer Analysis of Images and Patterns (2005)*, Springer, pp. 379–389.
- [177] RABBANI, A. H., VAN DE PANNE, M., AND KRY, P. G. Anticipatory Balance Control. In *Proceedings of the Seventh International Conference on Motion in Games (2014)*, pp. 71–76.
- [178] REBECCA S., L., ANN C., Z., CARLA A., R., AND TODD M., H. Effect of Visual-Spatial Ability on Medical Students Performance in a Gross Anatomy Course. In *Anatomical Science Education (January 2012)*.
- [179] ROSSE, C., AND MEJINO, JR., J. L. V. A Reference Ontology for Biomedical Informatics : The Foundational Model of Anatomy. In *Journal of Biomedical Informatics (December 2003)*, Elsevier Science, pp. 478–500.
- [180] RUIZ, A. L. C., PONTONNIER, C., LEVY, J., AND DUMONT, G. Motion Control via Muscle Synergies : Application to Throwing. In *Proceedings of the 8th ACM SIGGRAPH Conference on Motion in Games (2015)*, pp. 65–72.
- [181] SAITO, S., ZHOU, Z.-Y., AND KAVAN, L. Computational Bodybuilding : Anatomically-based Modeling of Human Bodies. *ACM Transactions on Graphics (TOG) 34*, 4 (July 2015), 41 :1–41 :12.
- [182] SANDRA, B., ROSITA, H., ROBERT, H., AND GERTRAUD, G. Improving spatial abilities with a 3D immersive environment. A pilot study. In *Biennial Conference of the European Association for Research on Learning and Instruction (Earli) (August 2015)*.
- [183] SHAO, W., AND NG-THOW-HING, V. A General Joint Component Framework for Realistic Articulation in Human Characters. In *Proceedings of the 2003 Symposium on Interactive 3D Graphics (2003)*, pp. 11–18.
- [184] SHEN, W., DENG, K., BAI, X., LEYVAND, T., GUO, B., AND TU, Z. Exemplar-based human action pose correction and tagging. In *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) (2012)*, IEEE Computer Society, pp. 1784–1791.
- [185] SI, W., LEE, S.-H., SIFAKIS, E., AND TERZOPOULOS, D. Realistic Biomechanical Simulation and Control of Human Swimming. *ACM Transactions on Graphics (TOG) 34*, 1 (November 2014), 10 :1–10 :15.
- [186] SIFAKIS, E., NEVEROV, I., AND FEDKIW, R. Automatic Determination of Facial Muscle Activations from Sparse Motion Capture Marker Data. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH 2005 (2005)*, pp. 417–425.
- [187] SLINEY, A., AND MURPHY, D. JDoc : A Serious Game for Medical Learning. In *Proceedings of the First International Conference on Advances in Computer-Human Interaction (2008)*, IEEE Computer Society, pp. 131–136.
- [188] SOTIRAS, A., DAVATZIKOS, C., AND PARAGIOS, N. Deformable Medical Image Registration : A Survey. In *transactions on medical imaging (July 2013)*, IEEE Computer Society.

- [189] STATE, A., CHEN, D., TECTOR, C., BRANDT, A., CHEN, H., OHBUCHI, R., BAJURA, M., AND FUCHS, H. *Case study : observing a volume rendered fetus within a pregnant patient*. 1994, pp. 364–368.
- [190] STEFAN, B., SÖREN, G., ARMIN, K., AND M. EDUARD, G. Illustrative context-preserving exploration of volume data. In *Transactions on Visualization and Computer Graphics* (November 2006), IEEE Computer Society, pp. 1559–1569.
- [191] STREUBER, S., QUIROS-RAMIREZ, M. A., HILL, M. Q., HAHN, C. A., ZUFFI, S., O'TOOLE, A., AND BLACK, M. J. Body Talk : Crowdshaping Realistic 3D Avatars with Words. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 35, 4 (July 2016), 54 :1–54 :14.
- [192] SUTHERLAND, I. E. A Head-mounted Three Dimensional Display. In *Proceedings of the Fall Joint Computer Conference* (1968), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 757–764.
- [193] THIRIET, P., AND RASTELLO, O. Le bassin : l'os coxal simplifié, 2013. <https://www.youtube.com/watch?v=KsYt96PWOOk>.
- [194] VAILLANT, R., BARTHE, L., GUENNEBAUD, G., CANI, M.-P., ROHMER, D., WYVILL, B., GOURMEL, O., AND PAULIN, M. Implicit Skinning : Real-time Skin Deformation with Contact Modeling. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 32, 4 (July 2013), 125 :1–125 :12.
- [195] VLASIC, D., BARAN, I., MATUSIK, W., AND POPOVIĆ, J. Articulated mesh animation from multi-view silhouettes. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 27, 3 (2008), 97 :1–97 :9.
- [196] VLASIC, D., BARAN, I., MATUSIK, W., AND POPOVIĆ, J. Articulated Mesh Animation from Multi-view Silhouettes. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH 2008* (2008).
- [197] WEI, X., ZHANG, P., AND CHAI, J. Accurate realtime full-body motion capture using a single depth camera. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 31, 6 (2012), 188 :1–188 :12.
- [198] XIA, S., WANG, C., CHAI, J., AND HODGINS, J. Realtime Style Transfer for Unlabeled Heterogeneous Human Motion. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 34, 4 (August 2015), 119 :1–119 :10.
- [199] ZACHOW, S., ZILSKE, M., AND HEGE, H.-C. *3D reconstruction of individual anatomy from medical image data : Segmentation and geometry processing*. ZIB, 2007.
- [200] ZENG, M., CAO, L., DONG, H., LIN, K., WANG, M., AND TONG, J. Estimation of human body shape and cloth field in front of a kinect. In *Neurocomputing* (2015), pp. 626–631.
- [201] ZHOU, L., LIU, Z., LEUNG, H., AND SHUM, H. P. Posture reconstruction using Kinect with a probabilistic model. In *Proceedings of the 20th Symposium on Virtual Reality Software and Technology* (2014), Association for Computing Machinery (ACM), pp. 117–125.
- [202] ZHOU, S., FU, H., LIU, L., COHEN-OR, D., AND HAN, X. Parametric reshaping of human bodies in images. *ACM Transactions on Graphics (TOG)* 29, 4 (2010), 126 :1–126 :10.
- [203] ZHU, L., HU, X., AND KAVAN, L. Adaptable Anatomical Models for Realistic Bone Motion Reconstruction. In *Computer Graphics Forum* (2015), The Eurographics Association.

Bibliographie

- [204] ZOOLÓGICO LA SPECOLA, M., MARTA, P., AND GEORGES, D.-H. *Encyclopaedia anatomica. Collection complète des cires anatomiques*. Taschen GmbH, 2003.