



Mémoire de Master 2

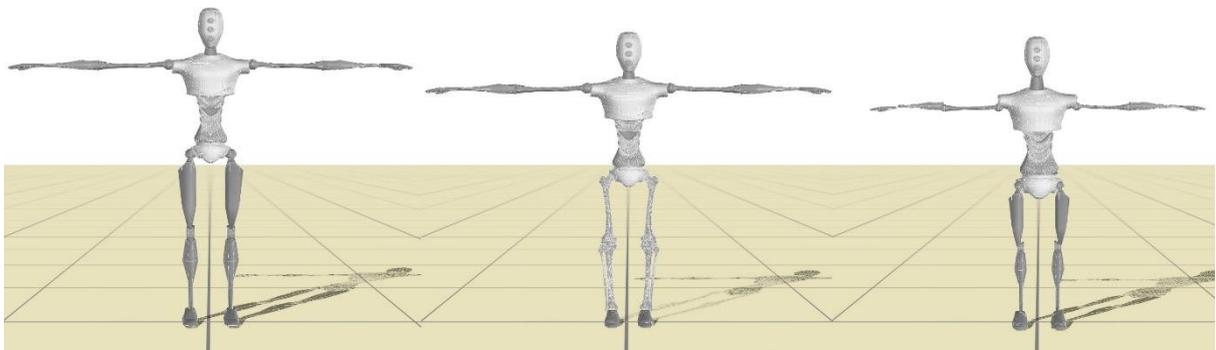
Image

Développement et Technologie 3D

De l'imagerie médicale au squelette en mouvement

Quentin Schall

Mars 2017 - Août 2017



Tuteur : Raphaël DUMAS
Tuteur : Nicolas PRONOST



Remerciements

Je remercie mes tuteurs M. Dumas Raphaël et M. Pronost Nicolas, qui m'ont beaucoup apporté dans mes travaux par leurs aides et explications dans le domaine de la biomécanique qui m'était inconnu jusque-là. Ils m'ont fait découvrir les ponts possibles entre le domaine de la biomécanique et de l'informatique, attisant ainsi mon envie de continuer dans ces domaines et leurs liaisons possibles.

Je remercie ma famille qui m'a soutenu dans cette voie durant toutes mes années d'études et relu mon rapport.

Je remercie mes amis, Anna Katharina, Aram, Anna, Fabien qui m'ont aidé durant ce stage et l'écriture de ce rapport.

Je remercie les stagiaires et doctorants des deux laboratoires pour la bonne ambiance de travail qui y régnait.

Résumé

L'animation basée physique est de plus en plus étudiée car elle permet de réaliser des simulations impliquant des interactions avec l'environnement de manière naturelle. Mais cette animation est souvent limitée à l'étude de sujet basé sur des données d'avatar 3D générique. Les domaines de la biomécanique (orthopédie, ergonomie, sport), permettent à partir de l'analyse de données d'IRM ou de capture de mouvement de définir un avatar 3D spécifique à la personne étudiée. Dans ce rapport je présente mes recherches sur l'intégration d'un avatar issu du domaine de la biomécanique dans un simulateur d'animation basée physique. Pour ce faire, j'en définis les différentes possibilités de personnalisation de l'avatar et son intégration dans le simulateur.

Physics-based animation is an increasingly studied topic of computer animation because it implies interactions with the environment in a more natural way. However, this animation is often limited to the study of generic 3D avatar. The fields of biomechanics (orthopedics, ergonomics, sport) allow the definition of an subject specific 3D avatar extracted from data on MRI or MoCap. In this internship report I present my studies on the integration of an avatar resulting from biomechanics data into a physics-based simulator. For this purpose, I examine the different possibilities of personalization of an avatar and its integration into a simulator.

Mots clés : humain virtuel, animation basée physique, IRM, capture de mouvement, personnalisation d'avatar 3D

Table des matières

I.	Introduction	5
I.1	Laboratoires	5
I.2	Objectifs	6
I.3	Outils à disposition	6
II	État de l'art	9
II.1	Personnalisation du modèle d'un personnage	9
II.1.a	La hiérarchie	9
II.1.b	Les articulations	9
II.1.c	Les corps rigides.....	11
II.2	Personnalisation des contrôleurs de mouvement	12
II.2.a	Gestion du suivi de mouvement	12
II.2.b	Paramètres de feedback	12
III.	Étude des données personnalisables et de leur équivalent biomécanique.....	14
III.1	Paramètres personnalisables dans Simbicon	14
III.1.a	Position des articulations	14
III.1.b	Degré de liberté et axe de rotation des articulations.....	14
III.1.c	Corps rigides.....	15
III.1.d	Poses clés	17
III.2	Données biomécaniques de la capture de mouvement.....	19
III.2.a	Évènements	19
III.2.b	Données de la position statique.....	20
III.2.c	Données des cycles de marche.....	22
IV.	Paramétrage de Simbicon avec les données extraites.....	23
IV.1	Personnalisation des maillages du personnage	23
IV.2	Changement des repères des segments.....	23
IV.3	Changement d'axe pour la pose en « T ».....	26
IV.4	Travail effectué sur les données issues d'une IRM	28
IV.5	Recherche de l'articulation joignant le pelvis et le torse, et son protocole de calcul	29
IV.6	Résultats et difficultés rencontrées	31
IV.7	Travaux à prévoir	33
V.	Conclusion.....	34
VI.	Bibliographie.....	35
VII.	Annexe	37

I. Introduction

I.1 Laboratoires

Ce stage a été effectué au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC UMR_T9406) de Bron (69500) et du Laboratoire d'InfoRmatique en Image et Systèmes d'information (LIRIS UMR_5205) de Villeurbanne (69100).

Au sein du LBMC j'étais rattaché à l'équipe "Biomécanique et Orthopédie", dont les thématiques de recherche sont :

- Conception et évaluation des dispositifs et des méthodes cliniques (tels que les orthèses, les implants prothétiques, la navigation chirurgicale) ;
- Analyse quantifiée du mouvement et de la fonction musculaire ;
- Modélisation biomécanique du système ostéoarticulaire (par multi-corps rigides et méthodes éléments finis) ;
- Paramétrisation et personnalisation des modèles numériques, entre autres à partir de l'imagerie médicale.

C'est dans la dernière partie que s'est inscrit mon stage.

Au sein du LIRIS j'étais rattaché à l'équipe "Simulation, Analyse, Animation pour la Réalité Augmentée" (SAARA) dont les activités de recherche se focalisent sur la simulation, l'analyse et l'animation de scènes complexes impliquant l'humain virtuel en mouvement, avec une orientation vers les environnements de Réalité Augmentée. La description de telles scènes a conduit au développement des deux thèmes de recherche suivants :

- Capture, analyse, transfert des données géométriques, photométriques, cinématiques d'un humain en mouvement en se basant sur des capteurs d'images (vidéo, photos). Avec pour objectif la démocratisation des outils de captures et d'animations pour faciliter la création de nouvelles animations réalistes ;
- Simulation des interactions/comportement des organes humains déformables en s'appuyant sur des modèles physiques. Implications de ces aspects dans de nombreux problèmes liés au médical.

Les applications visées tournent autour des domaines médicaux et du loisir numérique (jeux vidéo, multimédia, etc.). C'est dans la première partie que s'est inscrit mon stage.

I.2 Objectifs

L'animation basée physique permet la simulation du mouvement de personnage articulé et ce avec une démarche la plus naturelle possible, tout en permettant l'interaction du personnage avec son environnement. Cependant les possibilités de personnalisation du personnage sont limitées (masse, longueur segments, etc.) et se basent sur des données génériques. Dans plusieurs domaines de la biomécanique (orthopédie, ergonomie, sport), en complément de l'analyse du mouvement classique (i.e., « MoCap » ou capture de mouvement), on voit apparaître de plus en plus la simulation prédictive de mouvement. Mais c'est dans le domaine de l'animation numérique que cette prédiction s'est le plus développée. Les développements actuels s'appuient sur des modèles génériques et donnent des simulations jugées réalistes. Il est donc intéressant de mettre en liaisons ces deux domaines afin de permettre le développement de simulation d'animation basée physique d'un sujet spécifique. L'objectif de mon travail de master était la personnalisation du modèle générique de l'avatar 3D utilisé par Simbicon à partir de données biomécaniques issues d'un sujet réel.

Cela s'est divisé en plusieurs étapes, dans un premier temps j'ai dû faire un travail de recherche au niveau de l'état de l'art dans le domaine de la personnalisation de simulateur basé physique. Ensuite j'ai étudié le logiciel Simbicon afin d'en extraire les différentes possibilités de personnalisations, aussi bien au niveau du logiciel lui-même que de l'avatar 3D dont la marche est simulée. Puis il a fallu que j'étudie les données biomécaniques disponibles à partir des captures de mouvement d'un sujet sain afin d'en extraire les pertinentes (masse, centres articulaires, etc.) pour la représentation de la figure articulée et de les traiter si nécessaire (système d'axes différents, changement de centre articulaire, etc.). Enfin, j'ai dû intégrer les données biomécaniques issues du sujet sain à son avatar 3D personnalisé dans Simbicon, afin de réaliser une validation.

I.3 Outils à disposition

Simbicon

Simbicon est un logiciel de simulation de locomotion basé physique, il a été développé en open-source dans sa version 1.5 par K. Yin, K. Loken et M. van de Panne [1]. Il a été codé en C++ avec la bibliothèque ODE (Open Dynamics Engine) version 0.9. Cette bibliothèque libre permet de simuler l'interaction physique de corps rigides.

MeshLab [2]

Logiciel permettant la visualisation des données de maillage au format “wrl” fournies et leur passage au format “obj”.

Toolbox Rehazenter

Toolbox développée sous Matlab par F. Moissenet, C. Schreiber et A. Naaim, permettant l'extraction des informations biomécaniques correspondant à une session clinique d'analyse de la marche au sein du *Rehazenter* au Luxembourg. Cette toolbox a été utilisée et modifiée

afin d'extraire depuis la capture de mouvement les données jugées utiles et ce dans un format adéquat pour leur insertion dans Simbicon.

Matlab [3]

Logiciel de calcul scientifique permettant, entre autres, de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes. Il a été utilisé pour la régression sphérique de la tête des fémurs obtenue à partir des scans IRM et également pour modifier la toolbox Rehazenter pour la récupération des données et leurs traitements pour leur intégration dans Simbicon.

Blender [4]

Blender est un logiciel libre et gratuit de modélisation, d'animation et de rendu en 3D. Il a servi au traitement des données de maillages issues des IRM fournies et aux modifications des maillages fournis avec Simbicon (séparation de l'avant-bras en avant-bras et main, repositionnement des centres de masses, etc).

Btk (Biomechanical ToolKit) [5]

Développé par A. Barre et S. Armand, il permet la lecture, la modification et le traitement des données contenues dans des fichiers au format "c3d". Ce format de fichier est largement utilisé par les entreprises et laboratoires travaillant dans la biomécanique car il correspond au format standard utilisé afin de stocker les données issues d'une capture de mouvement. Ces données peuvent être la position 3D des marqueurs, la vitesse angulaire, l'accélération linéaire des segments, les données des plateformes de forces et des systèmes EMG (électromyogramme).

Mokka [6]

Mokka est un logiciel développé à partir de Btk et permettant la visualisation des données contenues dans un fichier "c3d".

3D Kinematics and Inverse Dynamics Matlab Toolbox [7]

Module contenant des fonctions Matlab permettant le calcul de dynamique inverse et cinématique 3D appliqué aux membres inférieurs et supérieurs, développé par Raphaël Dumas. La cinématique est l'étude de tous les mouvements possibles d'un système.

Visual Studio 2017 Community [8]

Visual Studio est un ensemble complet d'outils de développement permettant de générer des applications web, des services web, des applications bureautiques et des applications mobiles. Il a été utilisé afin de visualiser le code de Simbicon pour son étude et de le modifier pour l'ajout de fonctionnalités.

Notepad++ [9]

Notepad++ est un éditeur de texte libre générique codé en C++. Il m'a permis l'ouverture des fichiers de configuration de Simbicon pour leur étude et modification afin d'effectuer des tests.

II État de l'art

II.1 Personnalisation du modèle d'un personnage

II.1.a La hiérarchie

Un personnage est représenté par une figure articulée structurée sous forme d'un arbre dont les nœuds, la racine et les feuilles sont des corps rigides représentant des parties du corps (toute formation de boucle lors de son parcours est interdite). Chaque articulation relie exactement deux corps rigides, un père et un fils, d'où la dénomination de corps rigides articulés (Voir Annexe 1).

La plupart des simulateurs (ex. Simbicon [1, 10], Endorphin [11]) possède un élément central qui est la racine de la figure articulée. La modification de sa position et son orientation dans le repère de la scène place la figure entière dans l'environnement de simulation. Les vitesses linéaire et angulaire initiales peuvent être personnalisées, toutes deux sont définies dans le repère de la scène. La vitesse linéaire combine la notion de vitesse (quantité de déplacement par unité de temps) et celle de direction d'un mouvement. La vitesse angulaire est définie sous forme d'un vecteur, dont la direction représente l'axe de rotation et la magnitude la vitesse de rotation.

Les articulations de la figure sont ensuite hiérarchisées dans l'arbre (Voir Annexe 1). La transformation d'une articulation définit la translation et la rotation subies par le corps rigide enfant qui lui est lié par rapport au corps rigide parent dans la hiérarchie. La position de chaque corps rigide est donc donnée relativement à son corps rigide parent.

II.1.b Les articulations

Parfois, la position de l'articulation peut être définie à la fois par le corps rigide parent et le corps rigide enfant (ex. dans le simulateur Simbicon), correspondant ainsi à deux positions définies dans deux repères différents (repère parent / repère enfant). Dans le cas où ces deux positions ne correspondent pas à la même position dans le repère global de la scène, les positions relatives des articulations ne sont pas co-localisées. La plupart des simulateurs supposent la colocalisation relative des articulations.

Dans le simulateur Simbicon, trois types d'articulations sont disponibles :

- Articulation de type charnière, possédant un degré de liberté (DDL) en rotation ;
- Articulation de type universelle, possédant deux DDL en rotation ;
- Articulation de type rotule, possédant trois DDL en rotation.

Chacun de ces types d'articulations est caractérisé par ses amplitudes maximale et minimale sur chacun des axes qu'il possède. Ces axes ne doivent pas forcément être orthogonaux les uns par rapport aux autres afin d'être correctement actionnés.

Dans le simulateur Endorphin [11], les articulations sont caractérisées par leur position par rapport à leur articulation père uniquement. Elles possèdent deux types de limites : ‘limite souple’ et ‘limite rigide’. Tant que l’amplitude courante de l’articulation est inférieure à sa limite souple, l’articulation peut subir des rotations sans contrainte. Lorsque l’amplitude est entre sa limite souple et sa limite rigide, l’articulation peut subir des rotations, mais elle subit en plus une force de résistance qui demande à l’articulation de fournir un couple articulaire plus important pour continuer la rotation. Cette force est dépendante de la distance entre l’amplitude maximale de sa limite rigide et son amplitude actuelle. Ce simulateur est composé seulement de deux types d’articulations, les articulations rotule et charnière, dont la définition est la même que pour Simbicon.

Similairement à Endorphin, le simulateur DANCE [12, 13] définit une figure articulée sous forme d’une hiérarchie d’articulations avec comme origine une articulation racine. Les articulations disposent d’amplitudes maximale et minimale suivant leurs axes de rotation. Cinq types d’articulations sont disponibles :

- Libre, trois DDL de rotation et trois DDL de translation, le simulateur impose l’utilisation d’une seule articulation de ce type qui doit être l’articulation racine, afin de permettre le déplacement global de la figure articulée ;
- Suspension de cardan, trois DDL de rotation ;
- Joint de cardan, deux DDL de rotation ;
- Pin, un DDL de rotation ;
- Soudée, zéro DDL de rotation, ce type d’articulation est utilisé afin de définir les extrémités du personnage (au bout des membres et de la tête), soit les feuilles de l’arbre définissant la figure articulée.

Afin d’obtenir des articulations plus proches de leur représentation anatomique, il est possible de personnaliser davantage les articulations. La représentation de A. Maciel [14] permet de décrire toute forme de déplacement relatif entre deux ou plus corps rigides. Ces types de déplacements sont :

- Une rotation autour d’un axe ;
- Une rotation composite autour de plusieurs axes ;
- Une translation sur une, deux ou trois directions cartésiennes ;
- Une rotation associée à une translation ;
- Le glissement d’un axe au cours d’une rotation (par exemple l’articulation représentant le genou), qui est géré par une courbe représentant le déplacement de l’articulation selon son angle de rotation.

En plus de l’amplitude maximale et minimale, une position au repos et une amplitude de confort peuvent être associées aux articulations. De plus des fonctions peuvent définir l’influence d’une articulation sur une autre, permettant d’obtenir un modèle encore plus proche d’une réalité anatomique.

II.1.c Les corps rigides

Les corps rigides composant la figure articulée sont personnalisables dans la plupart des simulateurs.

Notons que le simulateur Endorphin [11] a choisi d'imposer une symétrie parfaite du personnage, c'est-à-dire que les côtés gauche et droit ne sont pas personnalisables indépendamment.

Dans le cas du Simbicon, le modèle de la figure articulée est personnalisable à partir des maillages chargés afin de représenter les corps rigides le constituant. À partir de ces maillages, le centre de masse de chacun de ces corps rigides est calculé. Le centre de masse (ou centre d'inertie), est le point où sont appliquées les différentes forces auxquelles le système est soumis. La masse de chacun des corps peut être modifiée à partir d'un fichier, cette masse est répartie de façon homogène selon la forme du corps rigide chargé. Des méthodes existent également afin de calculer ces moments d'inertie [15, 16] à partir de maillages convexes [17, 18] ou concaves [19] et également pour des corps rigides de composition hétérogène [20]. Ceci permet de modéliser plus finement les différentes parties constituantes d'un corps rigide (os, muscles, organes etc.) Le moment d'inertie est également paramétrable depuis un fichier chargé. Il consiste en une grandeur physique caractérisant la géométrie des masses du solide étudié. Il permet de quantifier la résistance à la mise en rotation du solide. Un coefficient de restitution et un coefficient de friction sont spécifiés, permettant de calculer les forces de contact. Une version récente de Simbicon [10] permet de modifier les corps rigides en cours de simulation. Ces changements entraînent la mise à jour des centres de masse et des positions des articulations constituant la figure articulée.

Le simulateur Endorphin [11] permet également de modifier la figure articulée, uniquement de façon symétrique, de par les tailles et les masses des corps rigides, que ce soit en direct depuis le simulateur, ou bien depuis un fichier chargé. Dans ce simulateur, une masse est associée à chaque articulation et non pas à chaque corps rigide.

Dans les simulateurs DANCE [12] et OpenSim [21, 22], il est possible de définir la position du centre de masse de chacun des corps rigides et ce indépendamment de la forme de ceux-ci.

Le simulateur OpenSim [22] apporte une précision de plus sur les moments d'inertie que d'autres simulateurs ont rarement. Il est possible de les définir selon chacun des trois axes principaux (X, Y, Z) mais il est également possible de les définir selon des combinaisons d'axes (ex. XY, XZ, YZ).

II.2 Personnalisation des contrôleurs de mouvement

II.2.a Gestion du suivi de mouvement

Il existe différentes techniques d'animation d'une figure articulée, on distingue trois approches principales [23] : l'édition de mouvements point par point, l'utilisation de données issues de captures de mouvements et l'animation physique. Pour l'animation basée physique d'une figure articulée, il peut être nécessaire de combiner ces techniques afin d'obtenir une simulation avec une plausibilité biomécanique acceptable. Une animation basée physique impose les interactions avec des forces externes et les perturbations possibles en temps réel, il n'est donc pas possible d'imposer un mouvement point par point, cependant il est possible de partir d'une animation point par point, ou une capture de mouvement et d'en extraire les informations nécessaires pour les adapter au contrôleur de mouvement d'animation physique.

Certains contrôleurs se basent sur un nombre limité de poses clés, par exemple Simbicon en possède quatre pour la marche et la course. D'autres ont pour but de suivre exactement un mouvement imposé (par ex. OpenSim) et possèdent donc un très grand nombre de poses clés. Il peut aussi être possible de définir des poses clés seulement pour certaines parties de la figure et de leur affecter un paramètre d'intensité permettant de définir à quel point la figure articulée doit prendre une pose proche de celle définie (ex. dans le simulateur Endorphin).

La plupart des contrôleurs permettent de préciser ces poses clés (cibles) à atteindre, dans le temps, et ce sur chacun des axes de rotation du personnage. Les angles cibles (et leurs interpolations dans le temps) peuvent être affichés au cours de la simulation et il est possible d'interagir avec ceux-ci afin de modifier le comportement d'une ou plusieurs articulations et donc le mouvement global du personnage [1].

II.2.b Paramètres de feedback

De nombreux contrôleurs de mouvement permettent d'utiliser des méthodes de feedback (ou retour d'information) afin de s'adapter et d'interagir avec l'environnement dans lequel la figure articulée est intégrée.

Le PD contrôleur (contrôleur proportionnel et dérivatif) [1] est une méthode de contrôle permettant de réguler des grandeurs physiques, il est basé sur le calcul en boucle de l'erreur entre la valeur désirée et la valeur actuelle. En animation il est utilisé afin de diriger la figure articulée d'un état courant à un nouvel état cible. Ce mécanisme d'asservissement est utilisé ici pour le calcul du couple articulaire souhaité afin de produire le mouvement corrigeant l'erreur :

$$\tau = K_p \times (\theta_{r_d} - \theta_r) + K_d \times (\dot{\theta}_{r_d} - \dot{\theta}_r)$$

avec :

- τ : le couple articulaire ;
- K_p : le coefficient (gain) proportionnel ;
- K_d : le coefficient (gain) dérivatif ;
- θ_{r_d} : l'orientation désirée du corps rigide enfant dans le repère du corps rigide parent ;
- θ_r : l'orientation courante du corps rigide enfant dans le repère du corps rigide parent ;
- $\dot{\theta}_{r_d}$: la vitesse angulaire désirée de l'articulation ;
- $\dot{\theta}_r$: la vitesse angulaire désirée courante de l'articulation.

Simbicon intègre de plus un facteur de “robustesse” qui peut servir de facteur d'échelle sur les couples articulaires produits par les articulations. De plus il est possible de définir une fonction qui modifie la valeur de ce facteur pendant la simulation (par exemple au cours du cycle de marche). Ceci permettant par exemple à la figure articulée de produire un couple articulaire plus important lors de la phase de levée du pied ou du contact au sol.

Un autre mécanisme de feedback peut être ajouté au contrôle sur les poses ou le remplacer. En effet, les vitesses relatives entre les membres permettant d'atteindre un objectif peuvent être calculées et le contrôleur peut les intégrer sous forme de contrainte. Ce mécanisme est basé sur des quaternions, un quaternion est défini selon l'axe et l'angle de la rotation qu'il représente. Cette contrainte provient du calcul s'effectuant entre le quaternion représentant l'orientation courante du membre et celui représentant son orientation cible. À partir de ces deux quaternions le système est capable de calculer le quaternion qui transforme le membre de son état courant à son état cible. Le quaternion est alors projeté sur les axes de rotations disponibles pour le segment permettant d'obtenir l'angle de rotation nécessaire pour effectuer le mouvement voulu. Avec l'intégration d'un temps optimal pour atteindre la pose désirée, il est possible au système de calculer la vitesse angulaire relative que le membre doit atteindre pour transformer son état courant en état cible. Ce mécanisme de feedback a été utilisé par X. Lligadas et al. [24] car ils ont remarqué que le paramétrage qui en résultait était plus intuitif à configurer que celui d'un PD contrôleur.

De plus un couple articulaire maximal peut être défini pour chacune des articulations, permettant de limiter le couple articulaire produit. Ce couple articulaire maximal correspond au couple maximal que les muscles liés à l'articulation du sujet simulé peuvent produire. Cela permet de se rapprocher de la réalité biomécanique.

III. Étude des données personnalisables et de leur équivalent biomécanique

III.1 Paramètres personnalisables dans Simbicon

III.1.a Position des articulations

La position d'une articulation est définie à la fois par un corps rigide parent et un corps rigide enfant, correspondant ainsi à deux positions définies dans deux repères différents (repère parent / repère enfant). Ces deux positions sont définies dans le fichier de configuration de la figure articulée (fichier « bipV2.rbs », fichier par défaut). Elles se présentent sous cette forme :

- parent nomCorpsRigideParent : dénomination du corps rigide parent ;
- child nomCorpsRigideEnfant : dénomination du corps rigide enfant ;
- jointPPos X Y Z : position définie dans le repère du corps rigide parent ;
- jointCPos X Y Z : position définie dans le repère du corps rigide enfant.

Ces deux positions pourraient être calculées avec des méthodes mathématiques, telles qu'une régression sphérique pour la tête du fémur, ou une régression cylindrique dans le cas du genou (IV.4). L'utilisation de méthodes à partir de points anatomiques caractéristiques ou des marqueurs positionnés sur le sujet est également possible (III.2.b, IV.5).

III.1.b Degré de liberté et axe de rotation des articulations

Les axes de rotation d'une articulation sont définis dans le fichier de configuration du personnage (fichier « rbs ») et également dans le fichier de configuration du contrôleur (fichier « sbc »). Si les deux instances possèdent des valeurs différentes pour la définition du même axe de rotation, alors le paramétrage des positions cibles du contrôleur s'effectuera avec des axes de rotations différents de ceux de la figure articulée en simulation. Dans le fichier de configuration du contrôleur, ces axes sont exprimés dans le repère parent ou enfant selon l'articulation en question :

- Une articulation charnière définit son axe de rotation dans le repère parent, ce type d'articulation est utilisé pour :
 - Les genoux ;
 - Les coudes ;
 - L'articulation joignant le pied et les orteils.
- Une articulation cardan définit son premier axe de rotation dans le repère parent et son second dans le repère enfant, ce type d'articulation est utilisée pour :
 - Les chevilles.
- Une articulation suspension de cardan définit ses deux premiers axes de rotation dans le repère parent et son troisième dans le repère enfant, ce type d'articulation est utilisée pour :
 - Les hanches ;

- Le cou ;
- L'articulation joignant la racine de la figure articulée et le torse ;
- Les épaules.

Leurs axes de rotation sont définis de façon identique peu importe leur type avec ce paramètre principal :

- rotationAxis X Y Z : axe de rotation (défini dans le repère parent) utilisé par le contrôleur permettant d'associer les poses clés à atteindre à l'axe correspondant dans la figure articulée.

Dans le fichier de configuration de la figure articulée les articulations sont définies différemment selon leur type :

- Articulation charnière :
 - hingeJoint X Y Z : type d'articulation et vecteur de l'axe de rotation (défini dans le repère parent) ;
 - name nomArticulation : dénomination de l'articulation ;
 - jointLimits angleMin angleMaxi : angle minimum et maximum exprimés en radians.
- Articulation cardan :
 - universalJoint X₁ Y₁ Z₁ X₂ Y₂ Z₂ : type d'articulation et vecteurs des axes de rotation (définis respectivement dans le repère parent et enfant) ;
 - name nomArticulation : dénomination de l'articulation associée ;
 - jointLimits angleMin₁ angleMax₁ angleMin₂ angleMax₂ : limite minimale et maximale que peut atteindre l'articulation et exprimée en radians.
- Articulation suspension de cardan :
 - ballInSocketJoint X₁ Y₁ Z₁ X₂ Y₂ Z₂ : type d'articulation et vecteurs des axes de rotation (définis respectivement dans le repère parent et enfant), pour ce type d'articulation soit deux vecteurs sont définis et le troisième est calculé avec un produit vectoriel entre les deux vecteurs définis, soit les trois vecteurs peuvent être définis et le troisième est exprimé dans le repère enfant ;
 - name nomArticulation : dénomination de l'articulation associée ;
 - jointLimits angleMinRotation₁ angleMaxRotation₁ angleMinRotation₂ angleMaxRotation₂ angleMinTorsion angleMaxTorsion : limite minimale et maximale que peut atteindre l'articulation suivant ses axes de rotation.

III.1.c Corps rigides

Les corps rigides sont définis dans le fichier de configuration de la figure articulée sous cette forme :

- name nomCorpsRigide : dénomination du corps rigide ;

- mesh ../data/corpsRigide.obj : nom du fichier de maillage du corps rigide ;
- mass M : masse du corps rigide en kg ;
- moi X Y Z : les valeurs de la diagonale de la matrice d'inertie du corps rigide dans son repère local, dans cet exemple cela donnera la matrice suivante :

$$\begin{bmatrix} X & 0 & 0 \\ 0 & Y & 0 \\ 0 & 0 & Z \end{bmatrix}$$

Le centre de masse du corps rigide est actuellement défini comme l'origine de son repère local, correspondant également à l'origine du repère définissant son maillage (voir Figure 1).

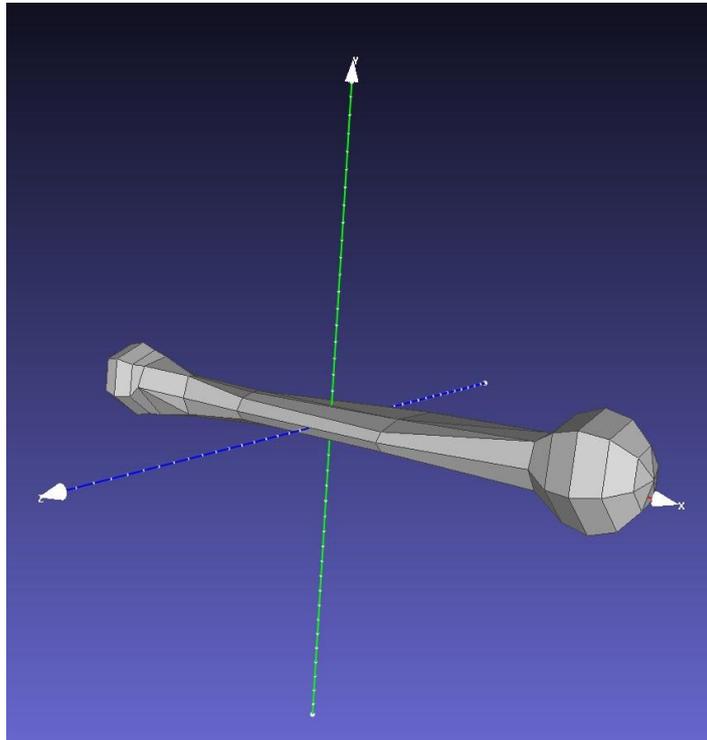


Figure 1 - Maillage du bras droit et son origine (centre de masse)

Pour des maillages issus d'un sujet à étudier il faudra donc soit :

- Mettre l'origine du repère du maillage à la position du centre de masse du corps rigide décrit ;
- Ajouter dans le fichier de configuration de la figure articulée un champ permettant la description de la position du centre de masse du corps rigide dans le repère local au corps rigide.

J'ai choisi la première solution car elle était la plus simple à implémenter, il suffisait de rajouter un traitement des données dans les données extraites de la capture de mouvement (changement d'origine voir IV.2). Tandis que la seconde nécessitait un changement de tout le code de Simbicon utilisant le centre de masse, car ses coordonnées étaient soit omises, soit passées « en dur » dans le code même de la fonction sous forme d'un point (coordonnées 0,0,0).

III.1.dPoses clés

La figure articulée est chargée depuis le fichier de configuration « rbs » et assemblée en une pose de référence en « T » (Figure 2, pose de droite). Ensuite, un fichier de configuration « rs » permet de charger une pose initiale adaptée au mouvement cible du contrôleur de la simulation (Figure 2, pose de gauche).

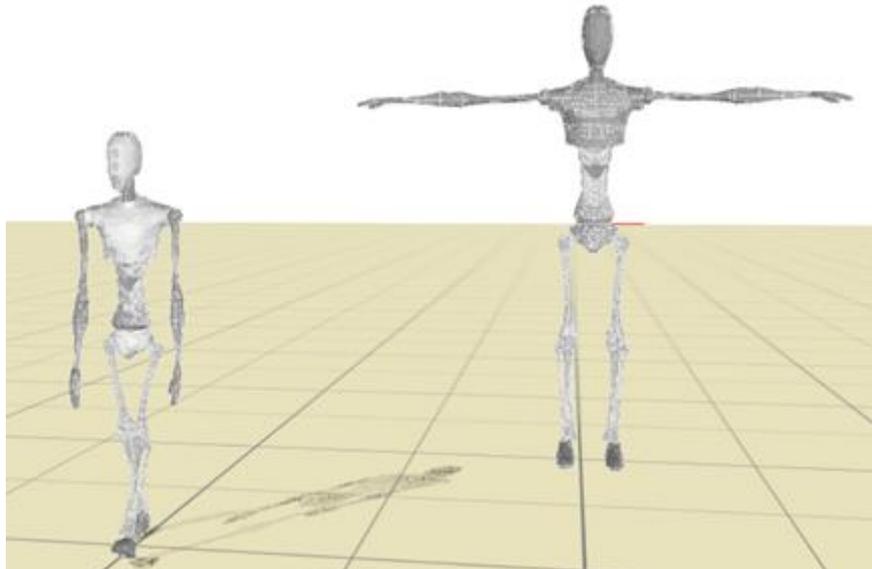


Figure 2 - Pose initiale à gauche et pose en « T » à droite

Les paramètres de la pose initiale sont soumis à un ordre d'initialisation strict pour la succession des articulations :

- Initialisation de l'articulation racine (bassin) selon :
 - Sa position dans le repère de la scène ;
 - Son orientation dans le repère de la scène ;
 - Sa vélocité ;
 - Sa vélocité angulaire.
- Initialisation de chaque articulation de la figure articulée selon :
 - L'ordre :
 - L'articulation entre le pelvis et le torse ;
 - La hanche gauche ;
 - La hanche droite ;
 - Le cou ;
 - L'épaule gauche ;
 - L'épaule droite ;
 - Le genou gauche ;
 - Le genou droit ;
 - Le coude gauche ;
 - Le coude droit ;
 - La cheville gauche ;
 - La cheville droite ;
 - L'articulation entre le pied gauche et les doigts de pied gauche ;

- L'articulation entre le pied droit et les doigts de pied droit.
 - Son orientation relative à son parent ;
 - Sa vélocité angulaire relative à son parent.

Un mouvement cible est défini à l'aide de quelques états clés, contenant les orientations et vitesses angulaires de tous les membres et auxquels sont associés des valeurs de temps (« phi ») du cycle. Dans le cas de simples démarches régulières et symétriques, deux états (symétriques, un pour chaque côté en phase d'appui) suffisent. Des évènements tels que des contacts avec le sol, permettent de changer automatiquement l'état cible. À l'instant 't' de l'état courant, les poses cibles suivantes peuvent être altérées et redéfinies en changeant les angles entre deux corps rigides, dans les degrés de liberté de l'articulation qui les relie. Ceci peut être fait dans le fichier de configuration du contrôleur ou en temps réel avec un éditeur de courbes. Les angles en radians représentent pour chaque articulation donnée et dans l'un de ses degrés de liberté, l'angle entre les deux corps, initialisé par rapport à leur placement dans la pose de référence en « T » (qui définit donc le 0 articulaire).

La modification de ces angles permet d'altérer les poses clés et ainsi la démarche globale du personnage. Ces modifications peuvent être faites :

- Directement dans le fichier de configuration du contrôleur et se présente ainsi :
 - trajectory STANCE_nomArticulation / trajectory SWING_nomArticulation : permet de définir les poses clés prises par l'articulation selon qu'elle appartient au côté du corps en phase d'appui ou en phase oscillante ;
 - valeur1 valeur2 : la première valeur correspond à l'instant « phi » du cycle de marche et la seconde à l'angle à atteindre exprimé en radians.
- Ou en temps réel à l'aide de l'interface d'édition de courbes (Figure 3) :

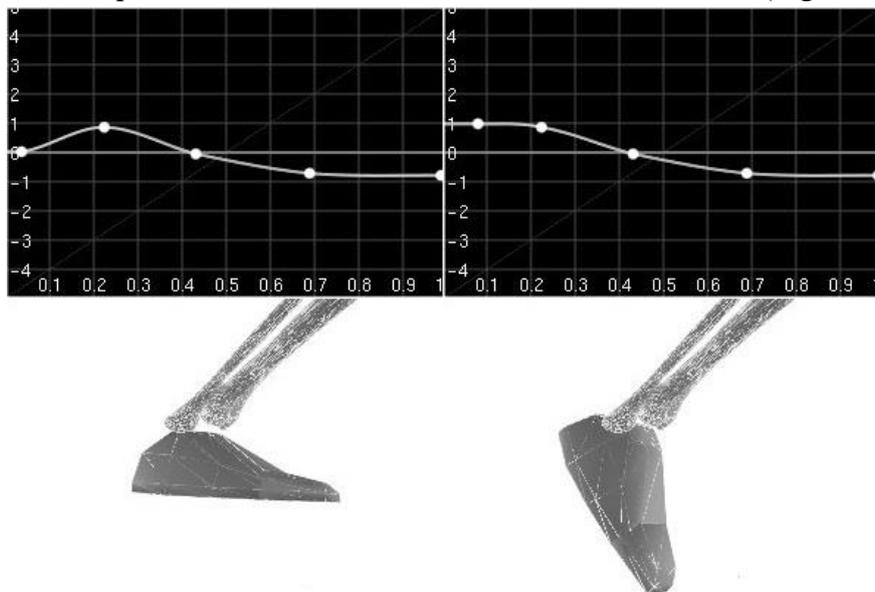


Figure 3 - Modification d'une pose clé à atteindre pour l'articulation de flexion dorsale-plantaire de la cheville droite

III.2 Données biomécaniques de la capture de mouvement

Pour le traitement des données biomécaniques issues de la capture de mouvement de différentes marches, je suis parti de la toolbox Rehazenter que j'ai dû modifier afin de traiter seulement les données qui m'étaient nécessaires. Il m'a fallu me familiariser avec la toolbox et ses méthodes de traitements, afin de définir les données qui allaient m'être utiles.

III.2.a Évènements

Les évènements sont les instants de la capture de mouvement où les pieds entrent en contact avec le sol sur la zone contenant les plateformes de forces et ceux où le contact est perdu. Ces évènements ont permis de traiter les données de deux façons différentes.

Dans un premier temps j'ai cherché à séparer un cycle de marche en deux cycles, les évènements marquants sont présentés dans la Figure 4 :

- Un premier qui se déroule entre le contact au sol du pied appartenant au côté étudié (position de gauche) et se termine au moment où le pied de l'autre côté entre en contact avec le sol (position du milieu) ;
- Le second qui se déroule entre le contact au sol du pied du côté opposé (Figure 4 position du milieu) et se termine au moment du contact au sol du pied du côté étudié (position de droite).

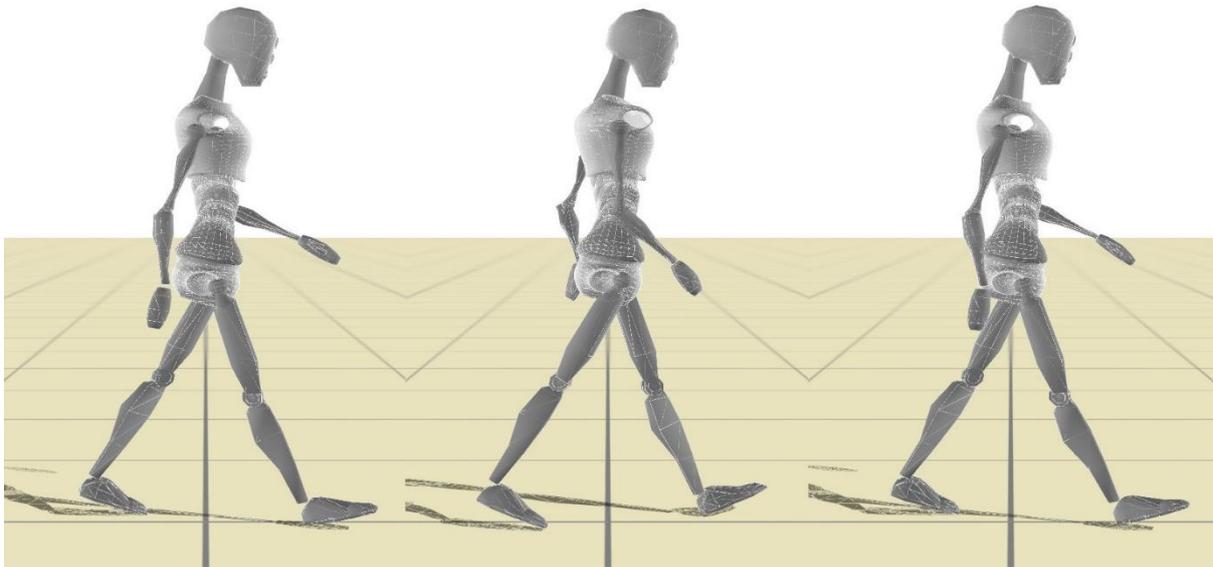


Figure 4 - Position de la figure aux trois évènements marquant d'un cycle commençant avec le côté droit en phase d'appui.

Ensuite j'ai cherché à obtenir un cycle de marche plus proche de la définition biomécanique de la phase d'appui et de la phase oscillante. Ces deux phases sont définies ainsi :

- La phase d'appui se déroule entre le contact au sol du pied appartenant au côté étudié et se termine au moment où ce pied n'est plus en contact avec le sol ;

- La phase oscillante se déroule entre la perte de contact au sol du pied étudié et se termine au moment du contact au sol de ce pied.

Pour faire cela je récupère pour chaque côté du corps un cycle divisé selon ces deux phases.

La Figure 5 présente de gauche à droite les trois évènements marquants permettant la délimitation d'un cycle du côté droit :

- Le premier contact au sol du pied droit qui délimite son début de phase d'appui ;
- La perte de contact du pied droit avec le sol qui établit la fin de la phase d'appui et le début de la phase oscillante ;
- Le premier contact au sol suivant du pied droit qui marque la fin de la phase oscillante.

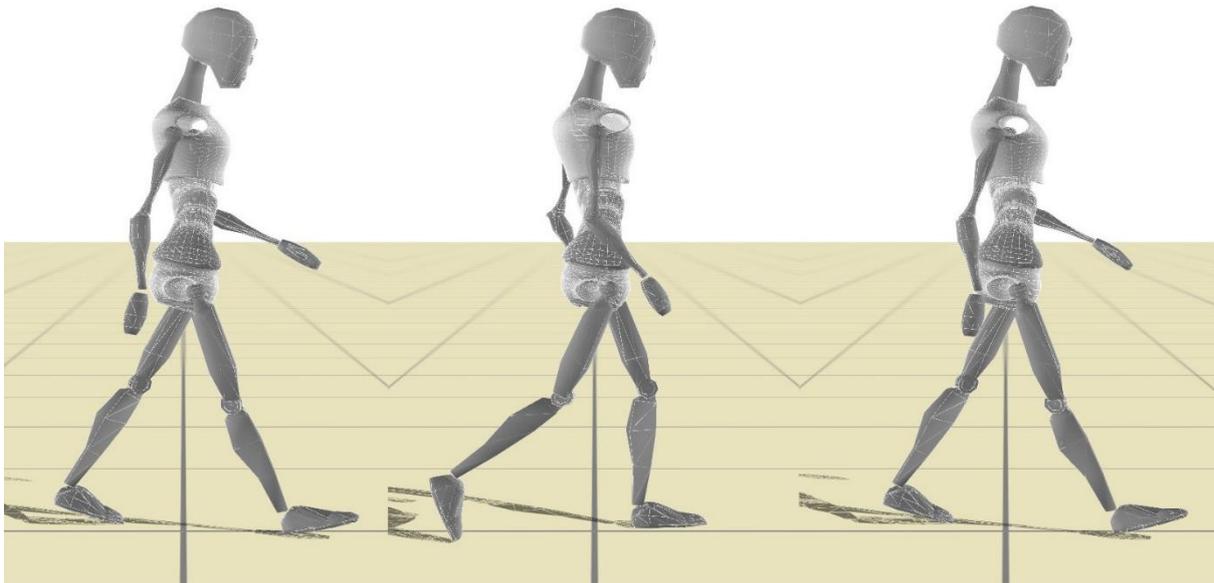


Figure 5 - Position de la figure aux trois évènements marquant du cycle côté droit.

III.2.b Données de la position statique

Les données de capture de mouvement possèdent une pose « statique » du sujet, dans cette position le sujet est debout sur place avec les bras le long du corps et les paumes orientées vers l'avant. Cette position est essentielle pour le traitement des données issues de la capture de mouvement. Elle permet entre autres, l'estimation des positions des centres articulaires des différents segments, la création du système d'axes qui en résulte, la définition de marqueurs virtuels qui seront utilisés pour le traitement des données des différents cycles de marches. La pose a également servi pour la récupération de plusieurs données essentielles pour l'intégration de la figure articulée personnalisée dans Simbicon.

III.2.b.1 Repère d'axes local des segments

À partir du code fourni et des données des marqueurs sur la pose statique, il m'a été possible de définir et visualiser le système d'axes de chacun des segments définissant la figure articulée [26, 27]. Le positionnement des marqueurs est présenté en Annexe 2 ; trois marqueurs positionnés au niveau de l'épaule en sont absents. Le repère d'axes de chaque

segment est visible sur la figure 6 et suit les recommandations de l'ISB (International Society of Biomechanics). Dans cette figure l'avant-bras et la main de chaque côté sont représentés dans le même segment, à la différence des données qui en considèrent deux distincts, mais ces deux segments possèdent la même logique pour leur repère local d'axes.

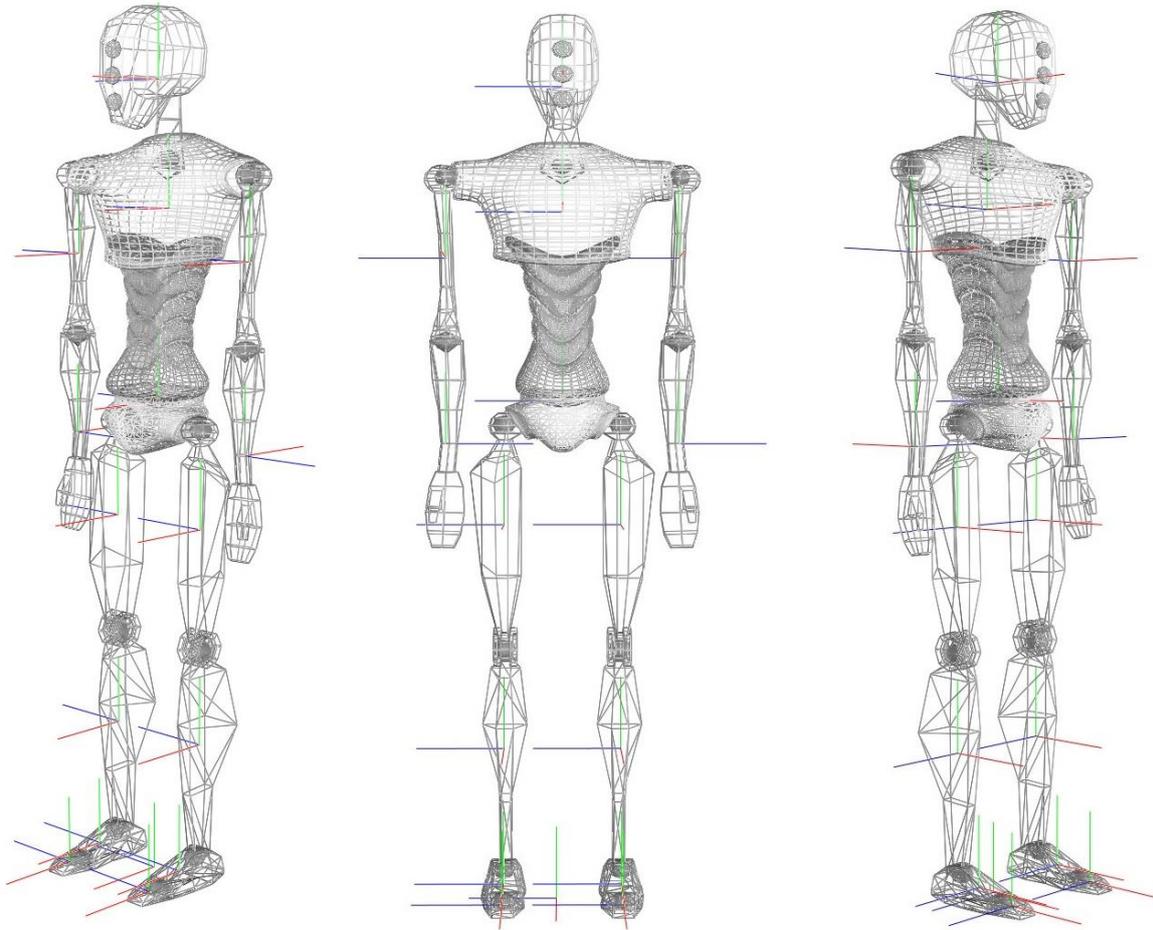


Figure 6 - Axes des différents segments du corps pour la pose statique utilisée dans les données de capture de mouvement et suivant l'ISB (X, Y, Z)

III.2.b.2 Paramètres inertiels

Les paramètres inertiels (masse, centre de masse, etc.) des différents segments du corps humain sont des paramètres clés dans l'étude de la marche. Ces paramètres sont la plupart du temps obtenus à partir de mesures directes sur le corps humain desquelles sont déduites des équations de régressions [26]. Ces paramètres sont propres aux différentes morphologies de sujets possibles. Ces équations se basent sur la masse du sujet et le point proximal et distal de chacun des segments. Le point proximal correspond au point situé près de la base du corps et le point distal près de son extrémité, tous deux ont leurs coordonnées exprimées en 3D dans le repère global.

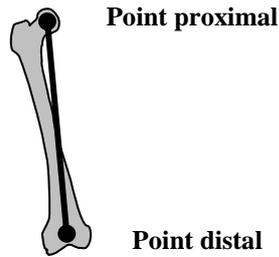


Figure 7 - Exemple de point proximal et distal dans le cas du fémur droit

Ces paramètres sont pour chaque segment :

- Ses centres articulaires. Si le segment est une feuille de l'arbre de la figure articulée, alors il n'en possède qu'un qui correspond à son point proximal ou distal selon le segment. Sinon il en possède deux, un pour le point proximal et un autre pour le point distal ;
- La matrice de moment d'inertie est exprimée dans le repère local du segment et calculée à partir de la masse du segment et la distance entre le point proximal et le point distal ;
- Son centre de masse, défini sur chacun des axes du repère local du segment selon un pourcentage de la distance entre le centre articulaire proximal et le centre articulaire distal du segment ;
- Sa masse, définie suivant un pourcentage de la masse totale du sujet.

III.2.c Données des cycles de marche

Les données de capture de mouvement des différentes marches sont principalement constituées de la position au cours du temps des différents marqueurs positionnés sur le sujet. À partir de la position des différents marqueurs et des systèmes d'axes créés se basant dessus, l'orientation d'un segment enfant relativement à son parent est calculée. Cette orientation est exprimée sous forme :

- D'un quaternion ;
- D'une matrice de rotation liant les segments parent et enfant ;
- De trois angles d'Euler suivant une séquence d'axes mobiles. C'est-à-dire que le segment subira chacune des rotations d'angle défini selon l'axe de rotation les unes après les autres pour arriver au résultat voulu. De ce fait il existe plusieurs séquences possibles, la séquence choisie est donc propre au couple parent-enfant selon les axes de rotation considérés essentiels pour être proche de la réalité biologique. Par exemple pour le genou qui dépend du couple fémur-tibia/péroné, l'axe de rotation essentiel est celui qui passe par les condyles.

IV. Paramétrage de Simbicon avec les données extraites

Avant de débiter le paramétrage de Simbicon, j'ai réorganisé dans le code de la toolbox les segments et articulations suivant leur ordre dans Simbicon, permettant ainsi de s'y retrouver plus facilement. J'ai également modifié la toolbox pour permettre le calcul sur les deux côtés à la fois dans chacun des cycles de marche.

IV.1 Personnalisation des maillages du personnage

Afin de personnaliser au plus proche du réel les segments composant la figure articulée il a fallu adapter les maillages aux données réelles.

Les données biomécaniques utilisent un segment pour la main et un autre pour l'avant-bras, tandis que Simbicon utilise un seul segment pour l'avant-bras et la main. J'ai donc dû séparer avec Blender le maillage générique de Simbicon représentant l'avant-bras en deux maillages, un pour l'avant-bras et un pour la main, afin de pouvoir faire correspondre les données biomécaniques propres à chacun de ces segments.

Pour ce faire j'ai dû modifier la fonction de lecture du fichier de configuration de la figure articulée de Simbicon afin de pouvoir préciser quelle proportion il faut appliquer à chacun des maillages représentant les différents segments. Cette proportion est définie comme le rapport de la distance entre les deux articulations du segment dans les données du sujet réel avec celle du sujet générique de Simbicon :

$$\frac{|| \textit{point proximal} - \textit{point distal} ||}{|| \textit{jointPPos} - \textit{jointCPos} ||}$$

IV.2 Changement des repères des segments

Les données de capture de mouvement sont définies selon un système d'axes différents de celui de Simbicon et avec une pose neutre correspondant à la pose statique. Système d'axes de Simbicon suivant la Figure 8 :

- Axe X est orienté vers la gauche ;
- Axe Y est orienté vers le haut ;
- Axe Z est orienté vers l'avant.

Système d'axes des données issues de la capture de mouvement suivant la Figure 8 :

- Axe X est orienté vers l'avant ;
- Axe Y est orienté vers le haut ;
- Axe Z est orienté vers la droite.

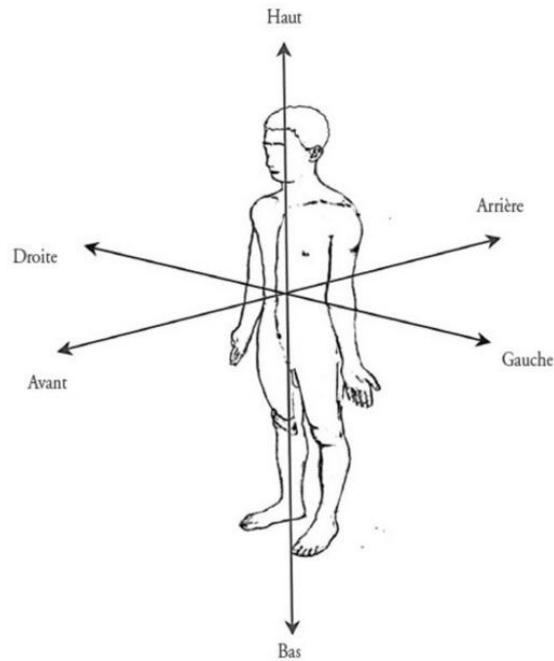


Figure 8 - Personnage et orientation de ses axes

J'ai donc défini pour chacun des segments une matrice de passage permettant le changement de repère des données récupérées. Les matrices de passages sont les suivantes :

- Pour tous les segments sauf pour les membres supérieurs : $\begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$
- Pour le bras droit : $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$
- Pour le bras gauche : $\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$
- Pour l'avant-bras droit et la main droite : $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$
- Pour l'avant-bras gauche et la main gauche : $\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix}$

De plus l'origine du repère local de chacun des segments est son point proximal, cependant dans Simbicon l'origine est le centre de masse du segment, ceci a aussi dû être pris en compte avant l'application des matrices de passage. Pour obtenir la position 3D d'un point dans le système d'axe de Simbicon, j'utilise cette formule :

$$\text{NouvellePosition} = \text{AnciennePosition} - \text{PositionCOM}$$

avec :

- *PositionCOM* : coordonnées du centre de masse dans le système d'axes des données de capture de mouvement ;
- *AnciennePosition* : coordonnées du point dans le système d'axes des données de capture de mouvement ;
- *NouvellePosition* : coordonnées dans le système d'axes de Simbicon.

À partir de ces matrices et des données de la pose statique, j'ai pu calculer les données nécessaires pour le fichier de configuration de la figure articulée :

- Position des articulations dans le repère parent et enfant ;
- Masse des différents segments ;
- Matrice de leur moment d'inertie ;
- Axes de rotation des différentes articulations.

Les autres données du fichier de configuration de la figure articulée ont conservé leur valeur originale :

- Les angles minimum et maximum exprimés en radians de chacune des articulations ;
- Le nom des différents segments et articulations.

La figure 9 montre la représentation en pose en « T » de la figure articulée avec les données de la capture de mouvement.

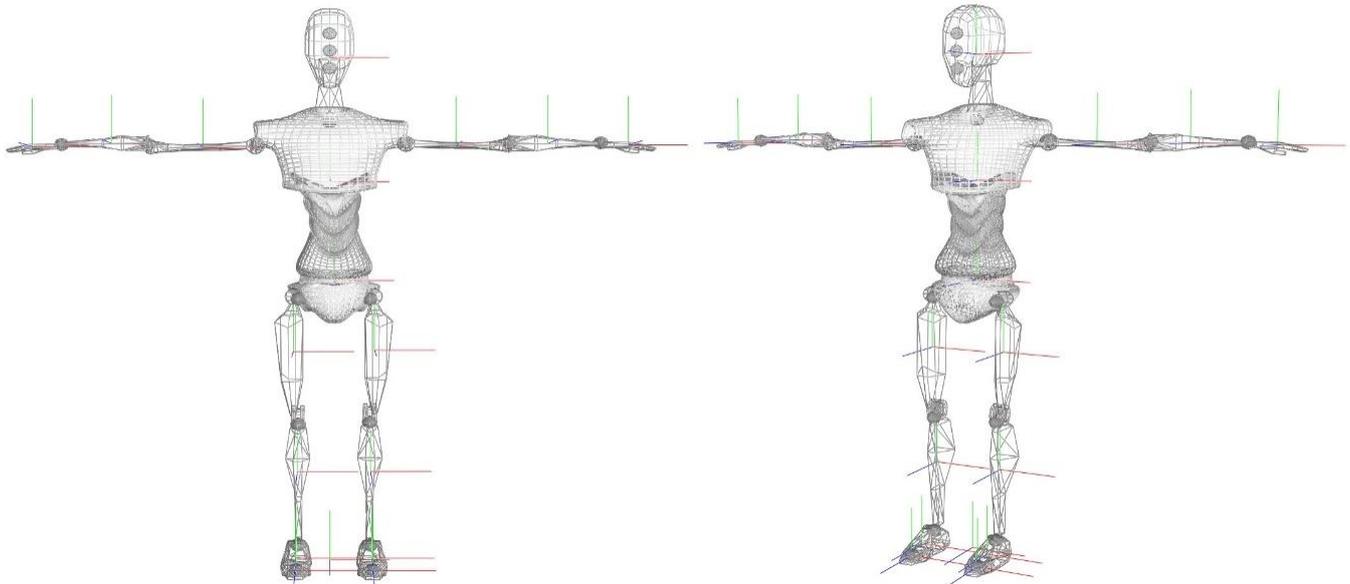


Figure 9 - Figure articulée personnalisée suivant les données de la capture de mouvement (à gauche vue de face, à droite vue en rotation à 45°)

On peut remarquer un décalage entre la position prise par certaines articulations (par exemple épaules et hanches) et leur position supposée dans la figure générique. Cela laisse présumer que la figure générique n'est pas proche de la réalité pour certaines articulations ou que sa morphologie diffère de celle du sujet étudié. Cependant c'est

seulement visuel et avec l'adaptation du système de gestion de collision aux nouvelles dimensions des segments, la simulation n'en sera pas affectée.

IV.3 Changement d'axe pour la pose en « T »

Comme précisé précédemment dans la partie sur les données du cycle de marche, le calcul des angles et orientations se basait sur une pose neutre droite avec les paumes orientées vers l'avant, cette pose permet la création du système d'axes de chacun des segments. Une pose en « T » à partir de ce système d'axe ferait correspondre l'axe Y des membres supérieurs à l'axe allant vers la droite ou la gauche, selon le côté du corps étudié, tandis que pour Simbicon l'axe Y est censé être orienté vers le haut. De ce fait un traitement de ces données avec ces systèmes d'axes entraînerait une erreur de l'orientation calculée entre les segments. Par exemple l'orientation entre le segment du torse et celui du bras droit serait erronée par rapport à celle attendue par Simbicon.

Les deux possibilités pour régler ce problème sont :

- Soit faire une pose en « T » semblable à celle de Simbicon lors du traitement des données de la capture de mouvement dans Matlab ;
- Soit modifier les maillages de Simbicon pour que la pose neutre de Simbicon ne soit plus en « T », mais comme celle de capture de mouvement.

J'ai choisi la première possibilité, car c'est avec une pose en « T » que mon encadrant Raphaël Dumas et moi-même avons réfléchi pour le traitement des orientations des segments du personnage. De plus le choix de la pose en « T » par Simbicon est peut-être répercuté dans le code du simulateur ou dans le traitement des données par la bibliothèque ode utilisée, du coup afin d'éviter la création d'erreurs dues à cela cette méthode m'a paru la plus logique. Enfin les angles d'Euler étaient calculés pour chaque articulation suivant une séquence d'axes mobiles, tandis que Simbicon se base sur un système d'axe fixe défini selon la pose en « T ».

Dans un premier temps j'ai recherché les matrices de passages à appliquer aux membres supérieurs afin d'obtenir une pose neutre en « T » suivant la même logique d'axe que Simbicon. Les matrices de passage pour les membres supérieurs sont les suivantes :

- Pour le bras droit :
$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

- Pour le bras gauche :
$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

- Pour l'avant-bras droit et la main droite :
$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

- Pour l'avant-bras gauche et la main gauche :
$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

À partir de ce nouveau système d'axe il est possible avec le code fourni de calculer l'orientation de chacun des segments par rapport à son parent sous forme d'une matrice homogène, ou d'une matrice de rotation, ou d'un quaternion. Le quaternion est alors utilisé dans deux buts :

- La définition de la pose initiale pour Simbicon, qui utilise également les positions des marqueurs à l'instant de la capture de mouvement choisi pour cette pose. Le quaternion permet de définir les orientations entre les différents segments, les marqueurs eux permettent de définir la position de la racine et sa vitesse ;
- Récupération de l'angle de rotation du quaternion suivant son axe de rotation.

Afin de traiter le problème des angles calculés selon des axes mobiles, il m'a fallu développer une fonction permettant la récupération des angles attendus par Simbicon. Ces angles sont basés sur un système d'angles fixes, les axes de rotations des différents segments sont définis de façon fixe (III.1.b). Je commence par récupérer le quaternion définissant l'orientation entre les deux segments auxquels l'articulation appartient. Puis à partir des données du quaternion (angle et axe de rotation) et de la toolbox « 3D Kinematics and Inverse Dynamics », je calcule les angles nécessaires suivant les axes de rotations imposés par Simbicon.

La figure suivante montre le système d'axes utilisés pour les traitements présentés précédemment :

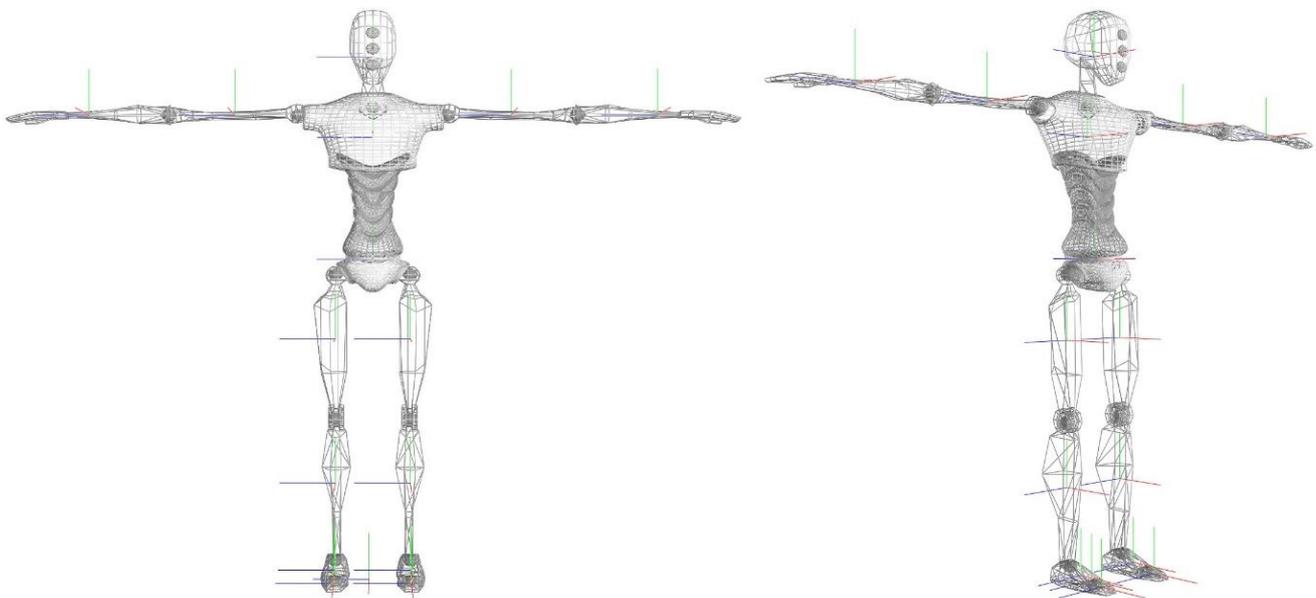


Figure 10 - Figure articulée dont le système d'axes des segments suis l'ISB en pose en « T » (à gauche vue de face, à droite vue en rotation à 45°)

IV.4 Travail effectué sur les données issues d'une IRM

Une IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) des membres inférieurs d'un sujet vivant, celui pour lequel j'ai les données de capture du mouvement, m'a été fournie ; les maillages des fémurs, tibias et péronés étaient présents. Cependant, comme visible dans les figures 11 et 12, l'alignement de ces maillages avec l'axe bleu (axe Z) de leur système d'axes diffère entre le côté droit et le gauche.

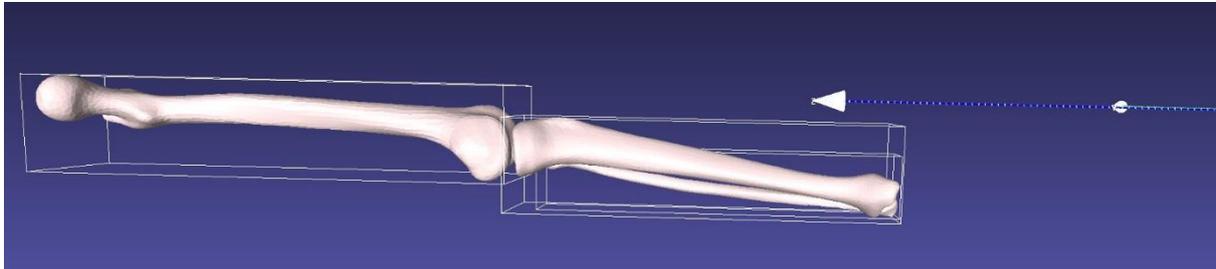


Figure 11 - Maillage de la jambe droite issu de l'IRM

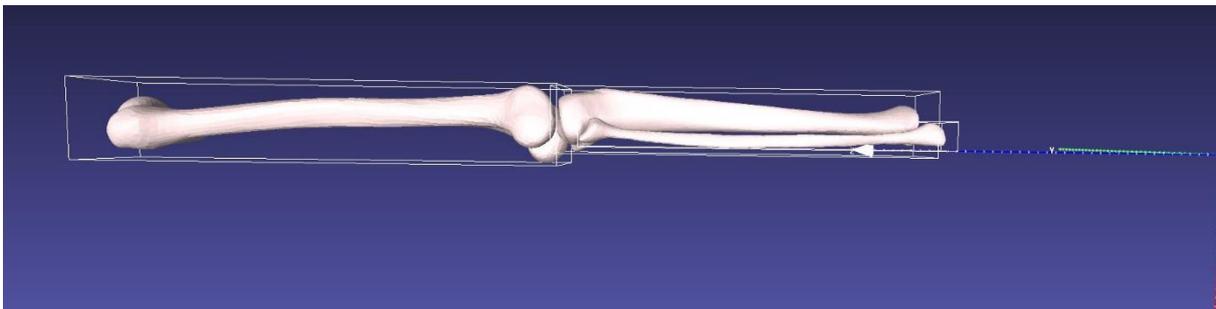


Figure 12 - Maillage de la jambe gauche issu de l'IRM

Simbicon nécessite la définition d'une pose neutre en « T ». Si les côtés gauche et droit ne donnent pas le même alignement avec cet axe global, alors la définition des orientations par rapport au pelvis risquera de faire apparaître des problèmes pour la démarche. L'orientation neutre de la jambe gauche serait en retrait par rapport à celle de la jambe droite et provoquerait un décalage de la pose cible à atteindre et donc des erreurs dans le cycle. Je me suis donc basé sur les maillages appartenant à la jambe droite afin d'en extraire les données liées aux articulations et d'effectuer une symétrie des données pour le côté gauche.

Le centre articulaire de la hanche a été extrait à partir d'une régression sphérique dans la tête du fémur (Figure 13).

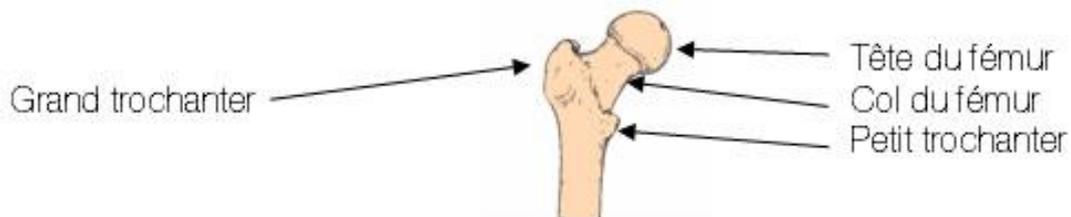


Figure 13 - Partie haute du fémur et ses dénominations

Pour le centre articulaire du genou, j'ai localisé sur le maillage les points les plus proches des centres des condyles fémoraux du genou afin de définir une droite les reliant et de prendre son

milieu comme centre articulaire. Cette droite ainsi créée m'a également permis de définir l'axe de rotation du genou (Figure 14).

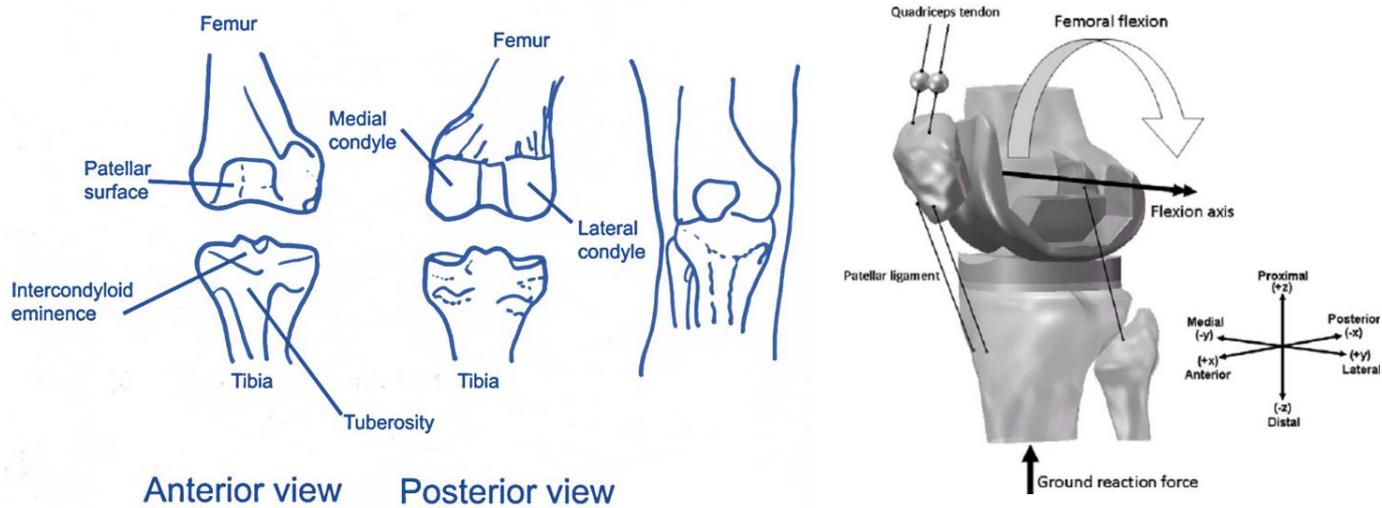


Figure 14 - Jonction entre le fémur, le tibia et le péroné

J'ai localisé sur le maillage le point le plus proche du centre de la malléole externe pour le péroné et de la malléole interne pour le tibia (Figure 15). À partir de ces deux points j'ai défini une droite les reliant, me permettant avec son milieu d'obtenir le centre articulaire de la cheville, exprimé dans le repère local au tibia-péroné et l'axe de rotation permettant la flexion dorsale-plantaire de la cheville.

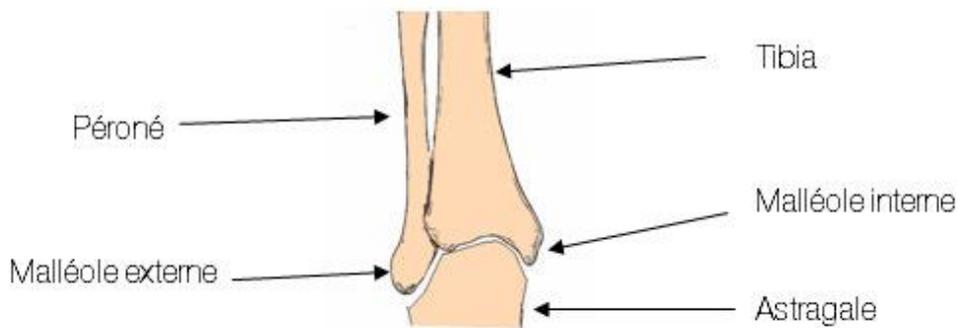


Figure 15 – Articulation jambe-pied et ses dénominations

J'ai positionné l'origine et donc le centre de masse de chacun de ces deux segments en suivant la proportion utilisée dans Simbicon.

IV.5 Recherche de l'articulation joignant le pelvis et le torse, et son protocole de calcul

La toolbox utilise une articulation entre le pelvis et le torse correspondant au centre lombaire inférieur, cette articulation correspond à l'articulation entre la 12^{ème} vertèbre dorsale et la 1^{ère} vertèbre lombaire dans Simbicon (articulation T12-L1). Il a fallu rechercher

comment obtenir sa position dans les données de capture de mouvement et ce à partir des marqueurs présents. Un protocole a été mis en place.

On calcule d'abord comme dans la toolbox originale le système d'axes du torse et de ses centres articulaires :

- Articulation du cou entre le torse et la tête ;
- Articulation entre le torse et le pelvis.

Ensuite on utilise une table contenant les données moyennées du positionnement des différents marqueurs sur un sujet à morphologie identique afin de définir une méthode de régression (Figure 16). Cette régression se base sur :

- Le marqueur sous-sternal du torse, correspondant au marqueur SXS dans les données de capture de mouvement ;
- Le marqueur supra-sternal du torse, correspondant au marqueur SJN dans la capture de mouvement ;
- Le marqueur de la 7^{ème} vertèbre cervicale ;
- Le centre articulaire entre le torse et le pelvis, centre lombaire.

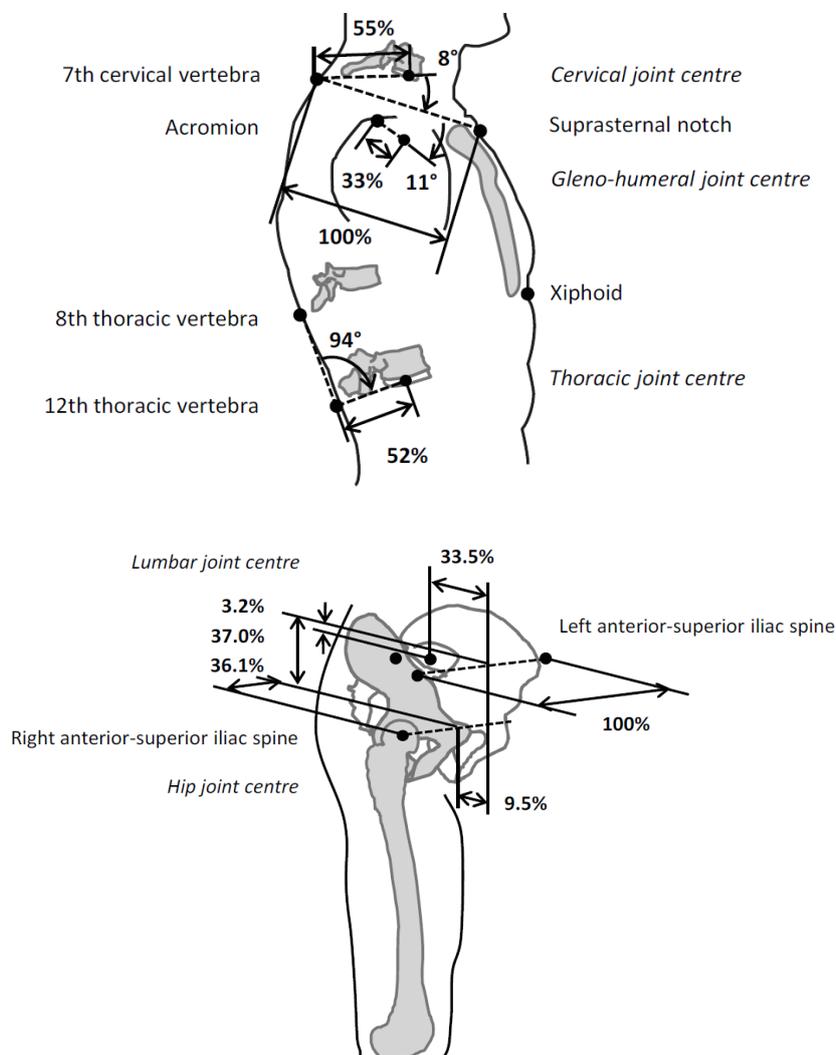


Figure 16 - Position des marqueurs et centre articulaires (Dumas et Wojtuszc [27])

Une fois la régression effectuée nous obtenons un nouveau centre articulaire pour le torse et le pelvis dans la pose statique (position neutre de la capture de mouvement). Une mise à jour de la table des paramètres inertiels utilisés a dû avoir lieu afin de s'adapter au nouveau centre articulaire utilisé pour les calculer, la nouvelle table utilisée est celle de Dumas et Wojtusich [27].

À partir de la position du centre articulaire en statique, il m'a été possible d'intégrer ce nouveau centre articulaire dans les calculs de traitement des données des cycles de marche de la capture de mouvement.

Une fois ce nouveau centre articulaire déterminé et intégré dans les calculs de données, il a fallu effectuer un changement de la position de l'origine et donc du centre de masse du maillage représentant le torse afin de se rapprocher de la réalité biologique. Sans cela j'obtenais un positionnement correct du torse et de la tête, mais un décalage d'environ 10cm entre la position obtenue et une position « correcte » pour l'articulation entre le torse et le pelvis.

IV.6 Résultats et difficultés rencontrées

La Figure 17 représente les résultats de la simulation de la figure articulée après intégration des données issues de l'IRM. Les deux figures de gauche (cas 1) représentent un instant de la simulation intégrant les toutes données issues de l'IRM et ce, vu sous deux angles différents, tandis que celle de droite (cas 2) intègrent ces mêmes données à l'exception de l'axe personnalisé de flexion dorsale-plantaire de la cheville.

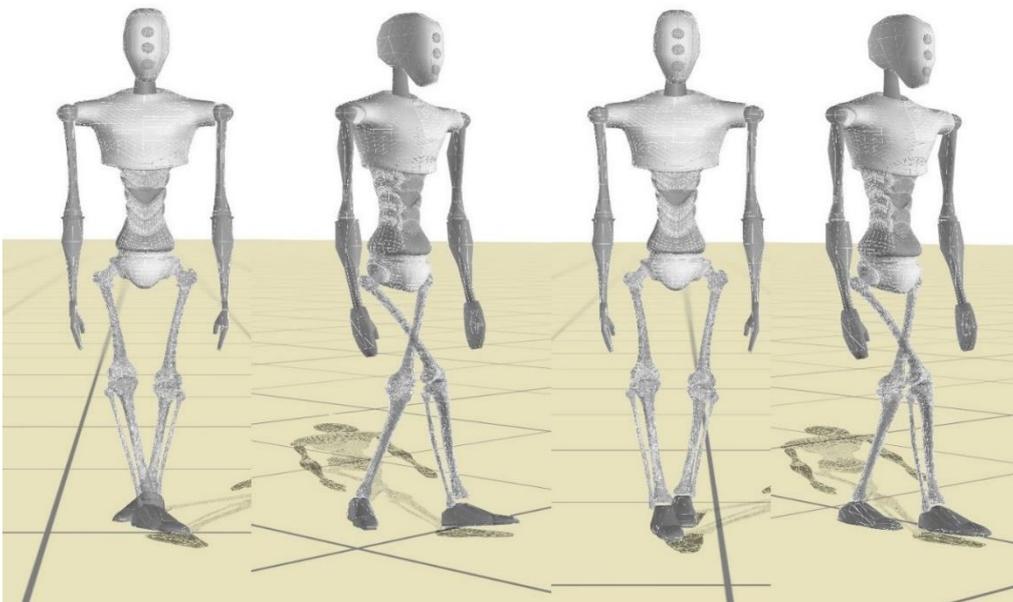


Figure 17 – Simulations après intégration des données issues de l'IRM

Lors des deux simulations, la figure articulée se déplace de façon moins stable que dans la version initiale de cette marche sous Simbicon, mais ne chute pas, malgré une nette tendance du personnage à se décaler vers la gauche dans le cas 1. La diminution de la stabilité peut être due aux erreurs de calcul de l'axe de rotation du genou, de celui de la cheville en flexion dorsale-plantaire ou plus probablement à des changements à effectuer sur le contrôleur (gains des PD contrôleurs).

Les améliorations possibles seraient :

- Utiliser une régression sphérique pour chacun des condyles fémoraux du genou afin d'obtenir un meilleur centre articulaire ;
- Le calcul de la position du centre de masse à partir de tables contenant les paramètres inertiels des différents segments selon la position de leur centre articulaire ;
- Mettre en place un système d'optimisation permettant la correction des erreurs possibles sur le contrôleur ;
- Pour le cas 1, le problème de décalage vers la gauche de la marche est sûrement dû au fait que dans cette démarche la cheville n'a que son axe de flexion dorsale-plantaire qui est actionné, en ajoutant des données sur son axe de pronation-supination (Figure 18) le problème pourrait être minimisé.

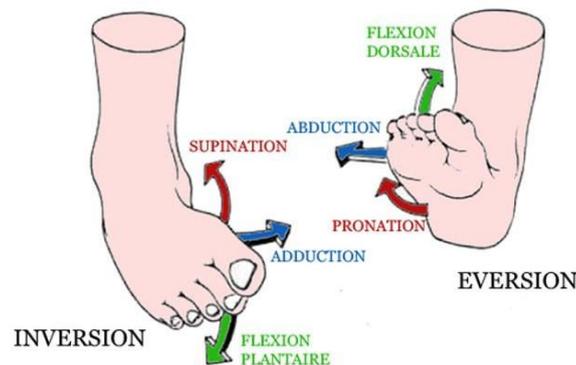


Figure 18 – Mouvement de la cheville

Les résultats de l'intégration des données de capture de mouvement dans Simbicon ne définissent pas une simulation correcte. La position initiale du personnage est correcte, à l'exception des erreurs seulement visuelles dues aux maillages génériques des segments représentés. La visualisation d'un cycle de marche à partir du changement de la pose initiale pour chaque instant du cycle de marche semble donner un cycle correct. Je pense avoir effectué une erreur dans les fonctions de traitement des données issues des quaternions vers leurs jumeaux utilisés pour la représentation des poses cibles.

Une des difficultés principales que j'ai rencontrées dans ce stage a été la mise en correspondance de la figure visible dans Mokka avec les résultats obtenus dans Simbicon afin de savoir si je m'orientais vers une solution correcte ou non. Cela était dû principalement à ma difficulté de pouvoir visualiser correctement les différents segments et systèmes d'axes qui résultaient du positionnement des marqueurs à un instant donné. Cette difficulté a pu être

surmontée avec l'aide de nombreux schémas des différents segments et de la position des marqueurs. Le Figure 19 représente la visualisation sous Mokka (gauche) et sous Simbicon (droite) du même instant de la capture de mouvement.

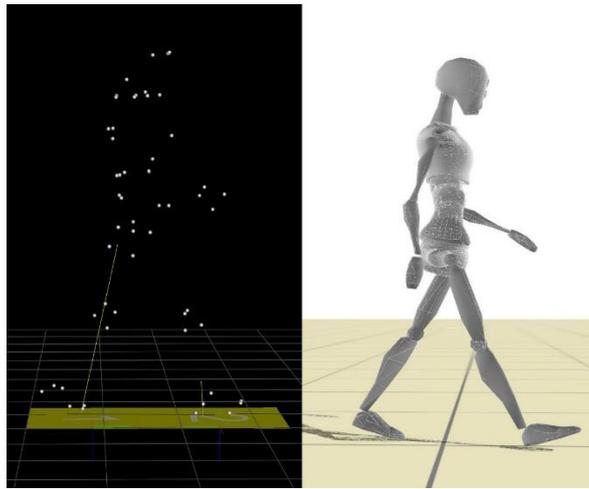


Figure 19 – Visualisation sous Mokka (gauche) et Simbicon (droite) du même instant de la capture de mouvement

IV.7 Travaux à prévoir

Un des problèmes que j'ai rencontrés et n'ai pas réussi à solutionner est la possibilité de blocage de cardan dû aux axes fixes imposés par Simbicon. Un blocage de cardan arrive quand deux axes de rotations se confondent au cours de la simulation. Par exemple lors de la prise par la figure articulée d'une pose comme la neutre de biomécanique, dans ce cas-là et avec le système d'axes de Simbicon basé sur la pose en « T » il y a perte d'un degré de liberté sur l'articulation de l'épaule.

Pour solutionner ce type de problème il pourrait être envisageable de changer le système d'axe de Simbicon afin d'y intégrer des systèmes d'axes mobiles pour les différents segments, système qui pourrait être similaire à ceux utilisés pour traiter les données issues de la capture de mouvement.

Une intégration des doigts de pieds pourrait être utile, Simbicon [1, 10] mets en avant leur importance pour une meilleure stabilité du personnage. J'ai essayé plusieurs solutions, certaines proposées par Raphaël Dumas, d'autres auxquelles j'ai pensé, mais aucune n'a été concluante. Cela est en partie dû je pense à la quantité faible d'informations disponibles à partir des marqueurs intéressants pour ce segment (Annexe 2). Ce problème pourrait être réglé avec l'ajout de nouveaux marqueurs dans la capture de mouvement au niveau des doigts de pieds.

V. Conclusion

Il est très satisfaisant que mon stage ait pu se dérouler en deux périodes distinctes et complémentaires. La première période reposait sur une recherche de l'état de l'art dans le domaine de la personnalisation de simulateur basé physique et sa mise en corrélation avec le simulateur Simbicon utilisé. À partir de cette étude j'ai pu m'engager sur ma deuxième activité de recherche qui consistait à trouver les données (IRM et captures de mouvement) à utiliser afin d'explorer les possibilités de personnalisation du simulateur basé physique.

J'ai présenté mes résultats et recherches concernant la personnalisation de la figure articulée de Simbicon suivant des données issues d'IRM et de capture de mouvements. Ces résultats semblent concluants pour les données issues de l'IRM : la figure articulée simulée est capable de reproduire de façon proche une démarche demandée. L'intégration des données issues de la capture de mouvement a donné des résultats moins concluants : la pose initiale est correcte, les poses clés utilisées pour la simulation semblent correctes, mais la stabilité de l'avatar n'est pas assurée. Des orientations de recherches correctives ont été amorcées.

Au cours de ce stage j'ai pu acquérir des connaissances dans les domaines de la biomécanique et de l'animation physique. J'avais quelques notions d'animation physique acquises durant mon master, mais le côté biomécanique m'était inconnu. Cela m'a donc permis de développer mes connaissances en biomécanique et animations physiques, et provoqué mon intérêt pour ces deux domaines porteurs d'innovations. De plus, grâce à ce stage j'ai pu découvrir de manière approfondie la démarche de recherche scientifique et son environnement de travail, dans lequel je me suis intégré avec plaisir.

VI. Bibliographie

- [1] K. Yin et al., SIMBICON: Simple Biped Locomotion Control, 2007, <http://www.cs.ubc.ca/~van/papers/Simbicon.htm>
- [2] Meshlab, <http://www.meshlab.net/>
- [3] MATLAB, <https://fr.mathworks.com/products/matlab.html>
- [4] Blender, <https://www.blender.org/>
- [5] Btk, <http://biomechanical-toolkit.github.io/>
- [6] Mokka, <http://biomechanical-toolkit.github.io/mokka/>
- [7] 3D Kinematics and Inverse Dynamics Matlab Toolbox, <https://fr.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/58021-3d-kinematics-and-inverse-dynamics>
- [8] IDE Visual Studio, <https://www.visualstudio.com/fr/vs/>
- [9] Notepad++, <https://notepad-plus-plus.org/fr/>
- [10] SIMBICON V2.0 SIGGRAPH 2010, Beaudoin et al., <https://github.com/atomixnmc/simbicon>
- [11] Endorphin logiciel, <http://naturalmotion-endorphin.software.informer.com/2.7/>
- [12] DANCE logiciel manuel, <http://www.arishapiro.com/dance/docs/DANCE%20Manual.pdf>, 2009, p. 71-73
- [13] P.Faloutsos et al., Composable Controllers for Physics-Based Character Animation, Proceedings of SIGGRAPH 2001 (Los Angeles, CA, August 12–17, 2001)
- [14] A. Maciel, Anatomy-Based Joint Models for Virtual Humans Skeleton, Proceedings of Computer Animation, 2002, p. 2-7
- [15] ODE (Open Dynamics Engine), <http://www.ode.org/>
- [16] Michael Dawson-Haggerty, Trimesh, 2015, <https://github.com/mikedh/trimesh>
- [17] Jessica K. Hodgins et al., Animating Human Athletics, 1995 ACM-0-89791-701-4/95/008
- [18] W. T. Dempster et al., Properties of Body Segments Based on Size and Weight, 1967, AM. J. ANAT., 120: 33-54.
- [19] Sheue-ling Lien et al., A symbolic method for calculating the integral properties of arbitrary nonconvex polyhedral, 1984 IEEE, 0272-1716/84/1000-0035
- [20] David M. Bourg, Physics for Game Developers, 2002, 0-596-00006-5, p. 5-15
- [21] A. Seth et al., OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange, Procedia IUTAM. 2011; 2: p. 212–232.
- [22] OpenSim software, <https://simtk.org/projects/opensim>
- [23] T. Pejsa, State of the Art in Example-Based Motion Synthesis for Virtual Characters in Interactive Applications, COMPUTER GRAPHICS forum Volume 29 (2010), number 1 pp. 202–226
- [24] Lligadas, X.; Susín, A.; Ramirez, J. Velocity based controllers for dynamic character animation. A: Congreso Español de Informática Gráfica. "XX Congreso Español de Informática Gráfica". Valencia: 2010, p. 77-86.
- [25] S. Coros et al., Robust Task-based Control Policies for Physics-based Characters, ACM Trans. Graph. (Proc. SIGGRAPH Asia), 28: 5: Article 170
- [26] R. Dumas et al, Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters [J. Biomech. 40 (2007) 543–553]
- [27] Dumas, Raphael & Wojtuscz, Janis. (2017). Estimation of the Body Segment Inertial Parameters for the Rigid Body Biomechanical Models Used in Motion Analysis. 1-31. 10.1007/978-3-319-30808-1_147-1

- [29] Leardini A, et al., A new anatomically based protocol for gait analysis in children, *Gait Posture* (2007), Vol 26, Issue 4, p. 560-574

VII. Annexe

Annexe 1 : Hiérarchisation d'une figure articulée

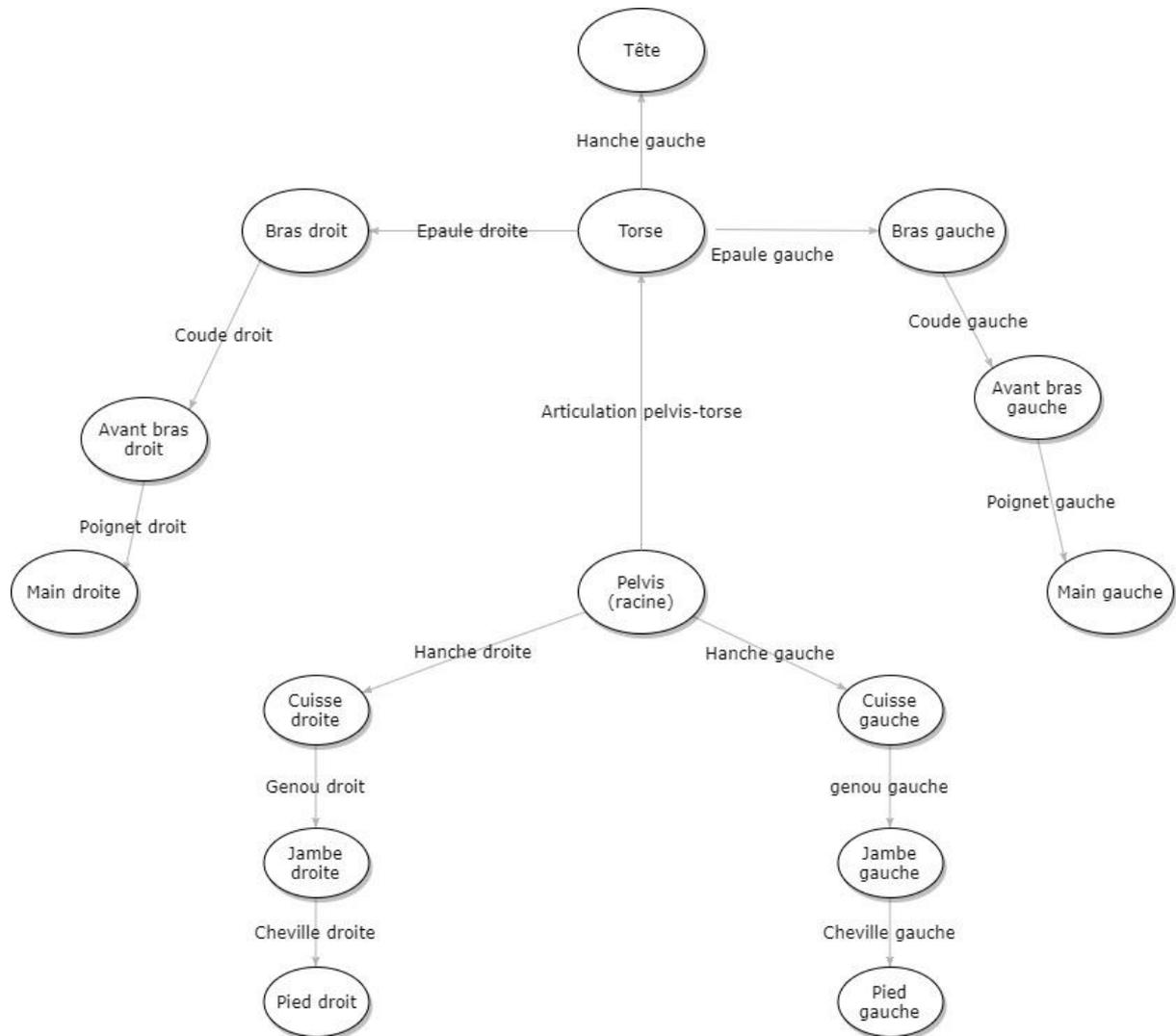


Figure 20 - Exemple de hiérarchisation d'une figure articulée (segments et articulations)

Annexe 2 : Marqueurs de la capture de mouvement

Annexe 2.1 : Les marqueurs des membres inférieurs et quelques marqueurs des membres supérieurs (adapté de A. Leardini et al. [29])

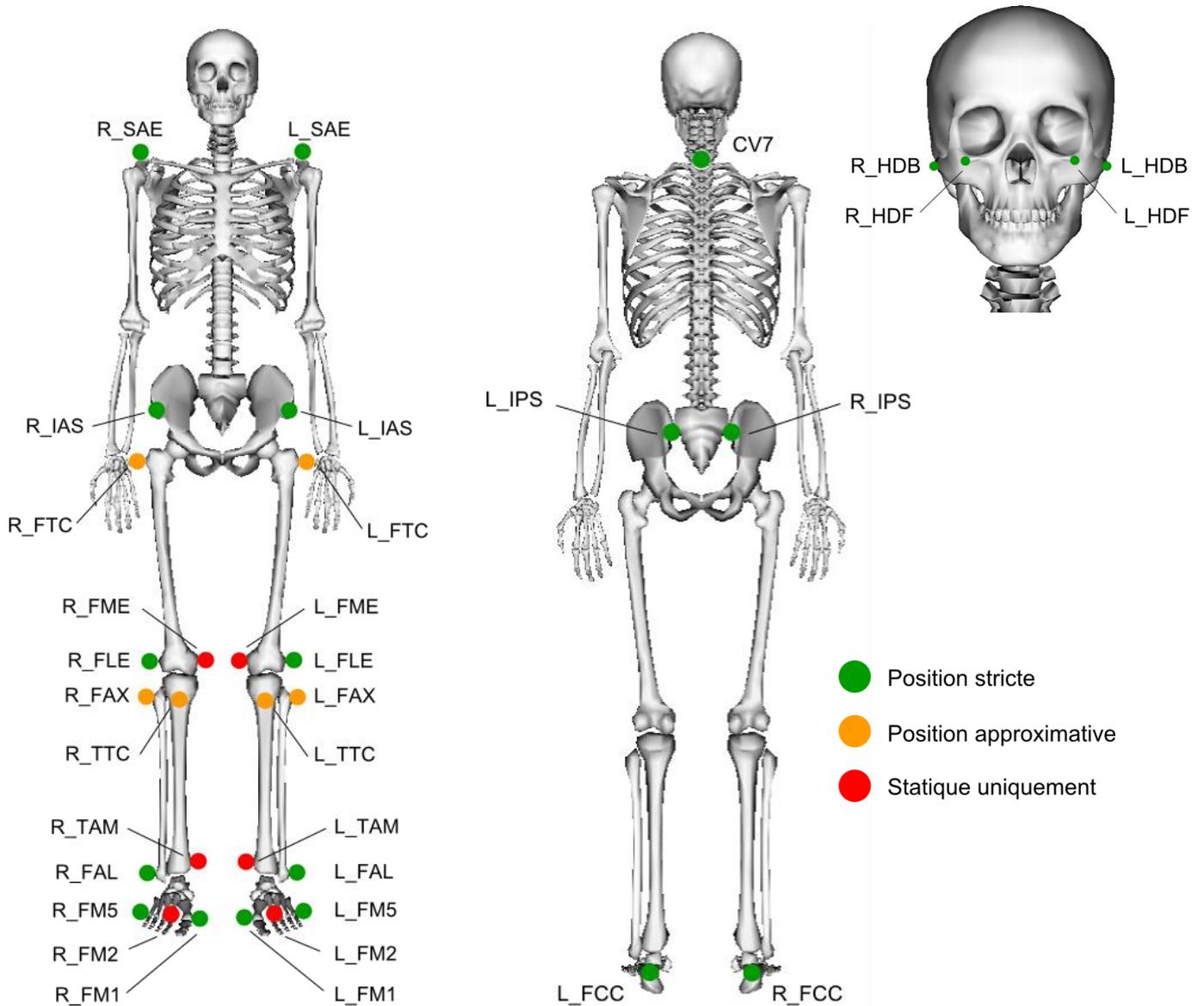


Figure 21 - Protocole de marqueur standard (adapté de A. Leardini et al. [29])

Tableau 1 – Positionnement des marqueurs de la Figure 21

Référence	Côté(s)	Positionnement /références anatomiques
HDB	R_ / L_	Bord supérieur du conduit auditif externe
HDF	R_ / L_	Aligné sur le point inférieur du bord infra orbitaire et HDB
CV7	/	Processus de la vertèbre cervicale C7
SAE	R_ / L_	Sommet de l'acromion
IAS	R_ / L_	Epine iliaque antérieure
IPS	R_ / L_	Epine iliaque postérieure
FTC	R_ / L_	Grand trochanter
FLE	R_ / L_	Epicondyle latéral
FME	R_ / L_	Epicondyle médial
FAX	R_ / L_	Tête de la fibula (ancienne nomenclature : péroné)
TTC	R_ / L_	Tubérosité tibiale
FAL	R_ / L_	Malléole externe
TAM	R_ / L_	Malléole interne
FCC	R_ / L_	Tubérosité postérieure du calcaneum
FM1	R_ / L_	Face supérieure du 1 ^{er} métatarse
FM2	R_ / L_	Face supérieure du 2 ^{ème} métatarse
FM5	R_ / L_	Face supérieure du 5 ^{ème} métatarse

Annexe 2.2 : Les marqueurs des membres supérieurs (inspiré de R. Dumas et al. 2007 [26])

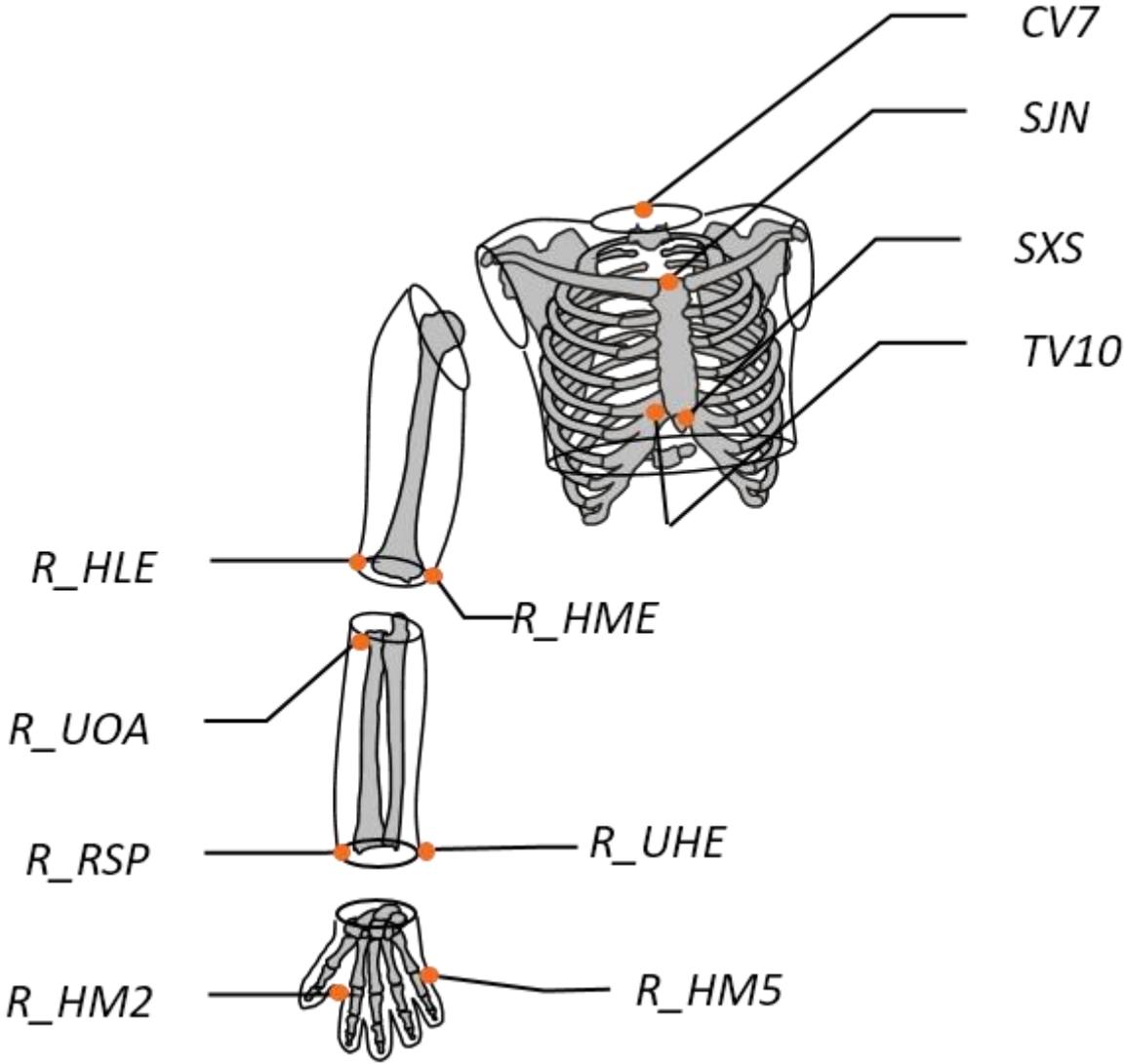


Figure 22 - Protocole de marqueur des membres supérieurs

Tableau 2 – Positionnement des marqueurs de la Figure 22

Référence	Côté(s)	Positionnement /références anatomiques
CV7	/	Processus de la vertèbre cervicale C7
SJN	/	Fourchette sternale (<i>Incisure jugulaire</i>)
SXS	/	Appendice xiphoïde
TV10	/	Processus de la vertèbre thoracique T10
HLE	R_ / L_	Épicondyle latéral de l'humérus
HME	R_ / L_	Épicondyle médial de l'humérus
UOA	R_ / L_	Olécrane
UHE	R_ / L_	Apophyse styloïde du cubitus (<i>Ulnar Styloids</i>)
RSP	R_ / L_	Apophyse styloïde du radius (<i>Radial Styloids</i>)
HM2	R_ / L_	2 nd métacarpe
HM5	R_ / L_	5 ^{ème} métacarpe