Avant-propos

Des modèles numériques de l'être humain pour la protection des usagers contre les effets des accidents

La protection des usagers des transports contre les effets des accidents repose sur la conception de l'infrastructure, des véhicules et des dispositifs de sécurité, laquelle tient compte du comportement au choc du corps humain et de sa tolérance à la blessure. L'évaluation de la protection offerte, dans le cadre du développement des véhicules et des équipements, ou dans le cadre de leur homologation, suppose de disposer d'outils appropriés, capables de prédire les risques encourus par les victimes potentielles. Ces outils sont fondés sur des modèles de l'être humain placés dans des situations d'accidents simulés et qui mesurent des grandeurs physiques exprimant la violence des agressions subies au cours du choc et à partir desquelles on estime les risques encourus. Pendant longtemps, ces outils ont consisté uniquement en mannequins mécaniques d'essais de choc. Les premiers modèles mathématiques du corps humain destinés à l'analyse de son comportement au choc ont vu le jour dans les années 1970. Avec le développement fulgurant de l'informatique et la disponibilité de codes de calcul performants, les modèles numériques occupent aujourd'hui une large place dans le processus de développement des produits industriels. Les modèles de l'être humain n'échappent pas à cette tendance et sont de plus en plus utilisés pour la conception des véhicules dans l'automobile, l'aéronautique et le ferroviaire.

Afin de pouvoir situer dans un contexte plus large les trois articles consacrés au développement et à l'utilisation de modèles numériques pour l'amélioration de la protection, on aborde succinctement ci-dessous quelques-unes des grandes questions qui se posent dans ce domaine. En quoi consistent ces modèles, quelle est leur utilité, comment les bâtit-on, quelles utilisations peuvent en être faites, quelles perspectives ouvrent-ils ?

Un modèle numérique est la transcription, exploitable avec un ordinateur, d'un modèle mathématique d'un phénomène. Il peut être utilisé à différentes fins. Dans le contexte de la conception des véhicules de transport, il a pour vocation de permettre de travailler sur des situations virtuelles lorsque

l'expérimentation n'est pas possible. Les modèles numériques de l'être humain permettent d'étudier des situations comme un accident dans lequel le corps de la victime subit des efforts importants au contact avec des éléments de son environnement, susceptibles d'entraîner des lésions, tant à la surface qu'au niveau des organes internes. Le modèle doit permettre de simuler la cinématique et la dynamique corporelles et en déduire le risque de blessure qui en découle. Le modèle numérique permet de travailler avec une maquette virtuelle du véhicule, avant même qu'un prototype physique n'existe. D'autres situations peuvent être étudiées, comme l'utilisation normale du véhicule (entrée, sortie, conduite, etc.), dans laquelle on va simuler l'activité du futur utilisateur et tenter d'apprécier la gêne ou l'inconfort d'utilisation du véhicule.

Les questions de protection contre les chocs et d'ergonomie dans les transports renvoient aux propriétés et au comportement biomécanique du corps humain. De ce point de vue, il existe deux façons d'aborder la modélisation du corps humain. La première consiste à considérer le corps humain comme un ensemble de solides indéformables reliés entre eux par des articulations : c'est l'approche multicorps. La seconde consiste à représenter de façon beaucoup plus fine la géométrie corporelle et à prendre en compte les capacités du corps à se déformer sous l'action de sollicitations mécaniques : c'est l'approche par éléments finis. Les deux approches se distinguent par leur niveau d'approximation de la réalité, les ressources qu'elles demandent pour le développement des modèles et leur exploitation.

Dans un modèle multicorps, on représente chaque segment corporel (tête, thorax, bassin, etc.) par un solide indéformable auquel on affecte certaines des propriétés du segment, comme la masse, l'inertie, les dimensions principales. Les solides sont liés par des articulations qui permettent de constituer une chaîne de solides articulés. En fonction du niveau de détail souhaité, le corps humain peut être représenté par une chaîne comprenant quelques dizaines de solides. Les efforts internes dus aux ligaments et aux mus-

cles sont le plus souvent introduits sous forme de moments articulaires. Il est relativement aisé de construire un tel modèle car les données à entrer sont relativement simples si le nombre de solides n'est pas trop important et l'on trouve dans le commerce des programmes spécialisés qui offrent des aides à la construction et possèdent des solveurs performants. Ceux-ci résolvent les équations de la dynamique et permettent de calculer les déplacements, vitesses et accélérations des différents segments, connaissant les actions externes qui leur sont appliquées. Les ressources nécessaires en puissance de calcul sont peu importantes et les résultats obtenus très rapidement (de quelques secondes à quelques minutes en fonction de la taille du problème et de la puissance de la machine qui calcule). En conséquence, ce type de modèle permet d'effectuer en un temps restreint de nombreuses simulations grâce auxquelles on peut étudier l'influence de certains paramètres sur les variables de sortie du modèle. Ce type de modèle se prête bien par exemple à l'analyse de la cinématique du piéton heurté par un véhicule et de la localisation des points d'impact en fonction des caractéristiques anthropométriques de la victime et de la géométrie de l'avant du véhicule.

Dans un modèle par éléments finis, le volume corporel est divisé en une multitude d'éléments contigus de petite taille, typiquement quelques millimètres, définis par un maillage de l'espace. Chaque élément se voit attribuer des propriétés qui caractérisent le matériau dont il est constitué (densité et propriétés mécaniques). Les efforts internes transitent d'un élément à l'autre par les nœuds du maillage et le comportement de la structure est caractérisé par les déplacements des nœuds. En fonction de la taille des éléments, leur nombre requis pour représenter un corps entier peut aller jusqu'à plusieurs dizaines de milliers, voire quelques centaines de milliers. La conséquence immédiate est que les temps de calcul, ainsi que les ressources nécessaires pour ce type de modèle sont bien plus importants (quelques heures à quelques jours selon la taille du modèle et la puissance de la machine). La construction d'un tel modèle par éléments finis est une entreprise ambitieuse qui nécessite la collecte de très nombreuses données. Une fois les données réunies et mises en forme, le calcul est réalisé par un solveur spécialisé disponible dans le commerce.

Les premiers modèles utilisés pour représenter l'être humain sont apparus au début des années 1970. Ils étaient de type multicorps et simulaient en fait le comportement de mannequins mécanique. Ces modèles servaient à mener des études paramétriques en économisant le nombre d'essais physiques. Puis sont venus les modèles par éléments finis des mannequins mécaniques qui ont permis d'accroître le réalisme des simulations ; enfin sont apparus les modèles par éléments finis de segments corporels humains et du corps humain entier dont le développement se poursuit aujourd'hui (voir par exemple le site du projet HUMOS <http://humos2.inrets.fr/>).

Pour développer un modèle d'être humain, il s'agit tout d'abord de recueillir la géométrie fine des organes à modéliser, soit à partir de coupes anatomiques soit par des moyens d'imagerie médicale par exemple. Si le squelette ne pose pas trop de problèmes, la position et la géométrie des organes mous changent notablement selon la posture adoptée (individu assis, debout ou couché). Or, l'acquisition de la géométrie des organes mous chez l'homme vivant ne peut se faire que sur l'individu couché (par scanner X ou IRM). Cette approximation est source d'erreur. Il faut ensuite définir un maillage à partir de la géométrie. Ceci peut être réalisé en passant par une description mathématique de cette géométrie par un logiciel de CAO qui permet d'appliquer ensuite un programme spécialisé de maillage automatique. Cette étape est une opération souvent longue et fastidieuse, qui nécessite de très nombreuses interventions manuelles pour régulariser le maillage. Or la qualité du maillage conditionne très largement la qualité du modèle. Puis, il faut entrer les propriétés mécaniques des matériaux constituant les éléments, sous forme de paramètres de lois de comportement liant les contraintes aux déformations. Si de nombreuses données existent dans la littérature sur le comportement des matériaux biologiques sous chargement quasi statique, le comportement en dynamique est assez mal connu surtout pour les tissus mous. Pour les études relatives à la réponse aux chocs, il est encore nécessaire d'acquérir expérimentalement de nombreuses données.

La caractérisation expérimentale des matériaux se fait sur échantillons de tissus d'origine soit humaine, soit animale. Le plus souvent les tissus humains proviennent de sujets décédés ayant fait don de leur corps à la science. Ils sont de ce fait souvent d'âge avancé. Les données recueillies sont ainsi entachées d'un biais lié à l'âge. Les caractéristiques mécaniques des tissus chez les enfants sont d'ailleurs mal connues et sont souvent approchées au travers d'études chez l'animal. D'une façon générale, les données nécessaires pour développer des modèles d'enfants sont très rares en raison de la quasi-impossibilité d'expérimenter sur des sujets enfants.

Une des difficultés inhérentes au vivant vient de la variabilité des caractéristiques entre individus. Qu'il s'agisse des dimensions corporelles, des caractéristiques des matériaux, de la tolérance aux agressions, de capacités fonctionnelles, on observe des différences qui peuvent être très importantes. Elles peuvent s'expliquer en partie par le sexe et par l'âge, mais peuvent dépendre d'une multitude d'autres facteurs qu'il ne paraît pas possible de prendre en compte dans la simulation. Il est indispensable de prendre en compte cette variabilité dans le développement des solutions de protection, puisque celles-ci doivent satisfaire la plus grande part possible de la population. Il faut donc que les modèles permettent de faire varier la géométrie, les propriétés des matériaux, les limites de résistance, etc. Cette possibilité servira également à personnaliser un modèle, que l'on

cherchera par la suite à valider par comparaison avec un sujet réel, comme il sera évoqué plus loin.

Le calcul permet de déterminer les déplacements, vitesses, accélérations des nœuds du maillage, ainsi que la distribution des contraintes et des déformations parmi les éléments. Lorsque ces grandeurs outrepassent les limites de tolérance des matériaux, les organes subissent des dommages structurels ou fonctionnels. Le défi ouvertement posé aujourd'hui est de pouvoir prédire le risque de blessure ou d'anomalie fonctionnelle à partir de l'analyse des résultats des calculs effectués grâce au modèle.

L'utilisation des modèles et l'interprétation de leurs résultats supposent que ces modèles soient validés. Autrement dit, le comportement qu'ils permettent de simuler doit pouvoir être comparé avec succès au comportement d'un sujet réel placé dans la même situation. Aujourd'hui, dans le domaine de la réponse aux chocs, il est possible de valider partiellement les modèles. En effet, l'observation directe du comportement au choc de l'homme vivant, sauf dans des situations ne présentant aucun risque, n'est pas possible. C'est d'ailleurs la première motivation pour le développement de modèles. Aussi cette validation ne peut-elle être qu'indirecte, par exemple par reconstruction d'accidents pour lesquels une description détaillée est disponible. Les grandeurs mécaniques calculées seront alors comparées aux constatations cliniques faites sur les victimes. Malheureusement, le plus souvent, les conditions ne sont pas connues de façon suffisamment précise et la marge d'incertitude est importante. La validation peut également porter sur des expérimentations sur pièces ou sujets d'anatomie post-mortem, dont la représentativité par rapport à l'être humain vivant est nécessairement limitée. Par ailleurs, les moyens d'observation des phénomènes rapides qui se déroulent au cours du choc sont assez limités et l'évolution de certaines grandeurs mécaniques à l'intérieur du corps n'est pas accessible à la mesure en l'état actuel de la technologie. Par exemple, il n'est pas possible aujourd'hui de mesurer en dynamique de façon fiable les déplacements des organes à l'intérieur du corps, ni les efforts subis par ces organes ou leurs attaches. Aussi bien certains résultats fournis par les calculs ne peuvent-ils pas être vérifiés et doivent donc être considérés avec beaucoup de prudence, tant les hypothèses simplificatrices et les approximations sont nombreuses dans le développement des modèles. Les belles images que l'informatique graphique permet de créer aujourd'hui ne doivent pas faire croire que tout est déjà résolu par le calcul. Il reste encore un important travail de description fine des structures, en particulier au niveau intra-thoracique et intra-abdominal, de caractérisation en dynamique des matériaux biologiques, de détermination des mécanismes d'endommagement des tissus et organes et de leurs limites de résistance.

Les trois articles qui suivent illustrent certaines des questions que nous venons d'aborder. L'article de Surcel et Gou,

intitulé *Étude par simulation mathématique de l'efficacité en choc latéral d'un dispositif de retenue pour enfant selon la configuration d'installation*, montre bien les possibilités de l'utilisation d'un modèle multicorps pour mener une étude paramétrique de l'influence de facteurs de conception sur le niveau de protection offert. La modélisation porte sur l'environnement du véhicule, le dispositif de retenue enfant et le mannequin enfant représentant l'enfant passager. Les limites de l'exercice apparaissent également dans la mesure où le modèle de mannequin enfant ne permet d'évaluer que des critères globaux de blessure comme le HIC¹. Le solveur utilisé permet de travailler avec un modèle mixte associant description multicorps et par éléments finis.

Le travail de Bruyère *et al.* sur *Développement et évaluation sous sollicitation dynamique d'un modèle en éléments finis de la structure osseuse de la face* illustre le travail important nécessaire pour générer le maillage d'une structure complexe comme celle du massif facial, acquérir les propriétés mécaniques du matériau osseux et valider le modèle au moyen d'essais sur pièces anatomiques, en se focalisant sur la corrélation entre fractures constatées et contraintes calculées.

Enfin, la contribution de Delille *et al.* sur les *Caractéristiques mécaniques de l'os du crâne humain à partir de sa minéralisation* donne une idée de la dispersion au sein d'une population de sujets des caractéristiques de la géométrie du crâne et des propriétés du matériau osseux mesurées.

Ces travaux contribuent au développement des modèles numériques et à leur utilisation dans le cadre de la conception de dispositifs de sécurité. Les industriels emploient déjà largement les modèles numériques pour concevoir leurs véhicules. Dans quelques années des modèles numériques seront vraisemblablement intégrés au processus réglementaire afin de pallier les inconvénients des mannequins mécaniques actuellement utilisés pour l'homologation des véhicules et systèmes de sécurité. Ils permettront de s'assurer qu'un bon niveau de protection est offert à tous les usagers, pas uniquement les hommes moyens, dans toutes les situations d'accidents, pas seulement dans les conditions de quelques essais réglementaires de référence. C'est dans cette perspective que de nouveaux groupes de travail ont été constitués dans les instances internationales ISO et CEVE pour instruire la possibilité d'introduire les tests virtuels dans le processus réglementaire.

Jean-Pierre Verriest

Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine
(INRETS-UCBL)

¹ Le HIC (Head Injury Criterion) est un critère de blessure à la tête fondé sur l'accélération linéaire mesurée au centre de gravité de la tête