



HAL
open science

Prédiction des performances d'un masque de protection sur combattants par Virtual Testing

Jean-Charles Craveur, Francis Collombet, Luc Trottin

► **To cite this version:**

Jean-Charles Craveur, Francis Collombet, Luc Trottin. Prédiction des performances d'un masque de protection sur combattants par Virtual Testing. 7e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2005, Giens, France. <hal-01812977>

HAL Id: hal-01812977

<https://hal.science/hal-01812977v1>

Submitted on 12 Jun 2018

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.



Distributed under a Creative Commons CC0 1.0 - Universal - International License

Prédiction des performances d'un masque de protection sur combattants par Virtual Testing

Jean-Charles Craveur^{1,2}, Francis Collombet² et Luc Trottin³

¹*Institut Supérieur des Matériaux et Mécaniques Avancés du Mans
44 avenue Bartholdi, 72000 Le Mans
jccraveur@ismans.univ-lemans.fr*

²*LGMT-PRO²COM, IUT Paul Sabatier, Dépt. GMP
133c avenue de Rangueil, BP 67701, 31077 Toulouse cedex 04
francis.collombet@iut-tlse3.fr*

³*Centre d'études du Bouchet, BP N°3, 91710 Vert Le Petit
luc.trottin@dga.defense.gouv.fr*

RÉSUMÉ. Cet article décrit la procédure développée pour évaluer par éléments finis la pression de contact à l'interface tête-masque. La technique de maillage de la tête est originale, elle se base sur des données individuelles et des données du groupe morphologique de l'individu. Les modélisations prennent en compte les épaisseurs et les propriétés mécaniques des tissus de la tête. Les valeurs intégrées dans les modèles ont été déterminées par traitement de fichiers issus de l'imagerie médicale, ou par recalage établis à partir d'essais spécifiques et de modèles numériques reproduisant ces essais. De nombreuses modifications ont été apportées aux algorithmes de contact disponibles dans SAMCEF pour résoudre ce problème dont la complexité réside en grande partie dans la forme des surfaces. Les résultats numériques sont corrélés par l'expérience, que ce soit pour le champ de pression de contact ou la douleur due au port du masque.

ABSTRACT. This paper describes the procedure developed to access, using FE method, the contact pressure at the interface between a protective mask and a human face. The meshing technique for head is original. It uses individual data and data related to the morphological group of the person. The models take into account the thicknesses and mechanical properties of the head tissues. Those values have been determined using CT or MRI –scanning, or updated from specific experiments results and numerical models of these experiments. Various improvements have been integrated into SAMCEF to solve this problem whose complexity is essentially the shape of the contact surfaces. The numerical results present a good correlation with the experimental values, for the contact pressure field and the pain due to the mask wearing.

MOTS-CLÉS: simulation numérique, peau humaine, contact, protection et douleur

KEY WORDS: numerical modelling, human skin, contact, protection and pain

1. Introduction

Pour évaluer un nouveau concept d'équipement de protection proposé par l'industrie, la démarche traditionnelle utilisée par la DGA consiste à réaliser un certain nombre de prototypes et à mener des campagnes d'essais lourdes et coûteuses qui ne donnent qu'une idée empirique et partielle de la réalité. Pour limiter les prototypes, les essais et donc les coûts, la DGA souhaite pouvoir approcher, par "Virtual Testing", les performances des futurs équipements. L'objectif du travail présenté est de développer une méthodologie permettant d'évaluer deux points importants attachés à la problématique spécifique des masques. On souhaite prédire l'étanchéité potentielle de masques dont il n'existe que le modèle numérique, appliqués sur un ensemble de têtes réelles. On veut également localiser les points douloureux de manière à améliorer le confort en adaptant la conception. Cet aspect est très important car l'individu équipé d'un masque doit pouvoir mener à bien sa mission sans être blessé par son équipement de protection. L'article présenté au 6^{ème} colloque de Giens (Craveur *et al.*, 2003) exposait la méthodologie développée pour la prédiction des performances d'un équipement de protection des voies respiratoires sur un mannequin rigide. Ce travail décrit la transposition et l'adaptation de la méthodologie précédente à la tête des individus susceptibles de porter ce nouveau masque, en intégrant dans la modélisation les données géométriques et biomécaniques propres à chacun de ces individus. Il faut donc bien comprendre l'aspect physique du problème, déterminer les paramètres principaux et leur valeur, maîtriser l'outil de simulation et son cadre de validité.

2. Position du problème

Le mouvement de mise en place du masque sur la tête et son ajustement sont très difficiles à reproduire numériquement pour plusieurs raisons, en particulier du fait du contact glissant entre la tête et les sangles en élastomère qui subissent de grands allongements. Les travaux d'une équipe américaine (Piccione *et al.*, 1997) ont montré la difficulté de modéliser le chemin d'équilibre pour accéder à la pression de contact à l'interface masque-visage. Cette étude, menée avec la tête du mannequin normalisé Hybrid III recouverte d'une couche uniforme de vinyle, n'a pas abouti. Or la maîtrise de l'étanchéité tête-masque n'est pas liée à la connaissance du chemin d'équilibre suivi par la structure pendant son positionnement, mais à celle de la position finale. Il s'agit donc de proposer une méthodologie permettant la détermination de cette position et de mettre en œuvre les outils de simulation adaptés dans le cadre d'un dialogue essai-calcul optimal. Le modèle numérique du masque, les propriétés mécaniques de ses matériaux, ses épaisseurs, les charges induites par l'araignée sont directement repris des travaux précédents (Craveur *et al.*, 2003). On s'affranchit de la prise en compte des non linéarités matérielles pour les constituants du masque et d'une grande partie des contacts en reportant sur le masque les efforts induits par les brins. Cependant la diversité des morphologies de visages, la détermination des épaisseurs des tissus et la connaissance de leur loi de

comportement sont des obstacles majeurs qui rendent la modélisation de la tête délicate.

3. La peau du visage : caractéristiques mécaniques et épaisseurs

La peau a une architecture très complexe. Ce n'est pas un matériau mais une structure hétérogène, anisotrope, précontrainte, multi-échelle, vivante, variable d'un individu à l'autre et d'un point à l'autre (Marks 1983). Bien qu'elle soit composite car constituée de plusieurs matériaux vivants, et qu'on y définisse la notion de "couches" dans sa description biologique, ce n'est pas un stratifié classique. Les couches sont enchevêtrées, leur épaisseur n'est pas uniforme, elles sont parcourues ou traversées par les capillaires sanguins, les nerfs, ... Bien que l'on parle communément des "propriétés de la peau", les lois de comportement des matériaux qui constituent les différentes couches ne sont pas bien connues. Elles présentent de réelles difficultés d'identification, sachant qu'il n'est pas possible de définir un volume élémentaire représentatif (VER) pour y appliquer les théories d'homogénéisation de la littérature pour les matériaux composites ou les matériaux granulaires. La mise en place du masque déforme peu la peau et de façon réversible, les effets viscoélastiques ne sont appréciables que pour des niveaux de contrainte physiologiquement inacceptables. Sous l'action du masque, la peau est principalement soumise à une compression transversale. Cette compression doit être minimale pour que le temps de port n'occasionnant pas de sensation de douleur soit le plus long possible afin de maximiser les capacités opérationnelles des combattants. On montre qu'il n'est pas nécessaire d'étudier les lois de comportement des constituants de la peau, leurs proportions et leurs répartitions pour mettre en place une modélisation réaliste de cette structure. Les modèles de comportement non linéaire développés pour les matériaux hyperélastiques et généralement utilisés pour modéliser la peau (Moes *et al.*, 2002 ; Bischoff *et al.*, 2000) - utilisés pour la modélisation de greffe des tissus ou la prévision des déformations lors d'une opération de chirurgie réparatrice - ne sont pas utiles pour cette application spécifique. On suppose que la peau a un comportement homogène, isotrope, élastique et linéaire sous la charge appliquée : son comportement mécanique est décrit par son module d'élasticité et son coefficient de Poisson.

Une des difficultés du problème quant à la tête est la détermination de ce qui doit être individualisé, et de ce qui peut être globalisé, de manière à réduire le nombre et la lourdeur des essais permettant d'accéder aux données nécessaires. Les individus peuvent être classés dans cinq catégories morphologiques (Vignal, 1999), quel que soit leur sexe, à partir de la valeur de l'indice de Kaup ("Body Build Index" de Davenport). Les porteurs des équipements de protection appartiennent essentiellement à l'une de ces catégories. Des IRM et des scanners CT d'individus de cette catégorie ont été fournis par le service de radiologie de l'hôpital d'instruction des Armées Bégin (figure 1a). Le traitement de ces images montre que, pour un individu donné, l'épaisseur des tissus est variable d'un point à l'autre du visage mais qu'elle est uniforme sur des zones relativement importantes et bien identifiées comme le front, les tempes, les joues (figure 1b). En conséquence,

l'épaisseur en chaque point n'est pas indispensable, il suffit de déterminer les zones et l'épaisseur de chaque zone. D'autre part, nous constatons par ce travail d'analyse que l'épaisseur d'une zone est pratiquement identique pour les individus d'une même catégorie : les os sous-jacents donnent la morphologie des parties du visage nécessaires pour les modèles. La diversité des visages n'est donc apparente que par certains aspects. Cela a une portée considérable pour la construction des modèles. Le maillage surfacique de la tête est individualisé, il est généré à partir de l'enveloppe externe de la tête de chaque individu, il y a autant de maillages surfaciques que de porteurs d'équipement de protection. La géométrie de cette enveloppe est issue d'une numérisation réalisée par un scanner DSP (Digital Surface Photogrammetry) ne nécessitant pas de protocole particulier, étant hors du champ couvert par la loi Huriet-Sérusclat (Huriet *et al.*, 2000). Le passage au maillage volumique est réalisé par une technique d'extrusion nodale, la profondeur d'extrusion d'une zone correspondant à l'épaisseur du groupe morphologique (figure 1c). Les épaisseurs sont donc "globalisées" pour la modélisation numérique et conduisent néanmoins à des résultats représentatifs de la réalité, car cette "globalisation" est conforme à l'observation. Cela constitue une approche originale alternative à celles proposées généralement dans le domaine de la biomécanique pour la génération de maillages (Moes *et al.*, 2000 ; Ho Ba Tho 2003). La procédure d'acquisition, de traitement et de maillage est en pratique complétée de sorte que les conditions aux limites et les conditions de contact soient simultanément gérées par le programme qui prépare les données pour le module de calcul par éléments finis.

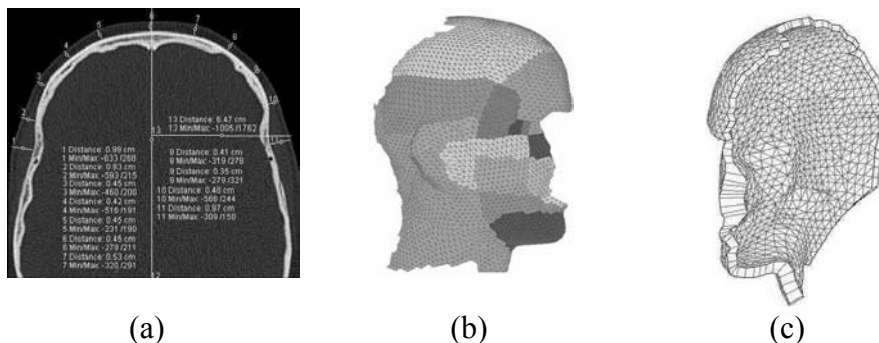


Figure 1 : (a) coupe IRM au-dessus des arcades sourcilières, (b) épaisseurs et (c) maillage volumique

La donnée manquante à ce stade de la démarche n'est pas la loi de comportement de la peau, mais son module d'élasticité dans la direction de l'effort dû à la pression. Il est très délicat de définir des éprouvettes et des essais mécaniques pour mesurer ce coefficient élastique indispensable à la simulation. La représentativité des essais classiques, qu'ils soient pratiqués in vivo ou in vitro, est sujette à caution. Les tests in vitro posent de nombreux problèmes liés à la pertinence des éprouvettes, à la localisation du prélèvement, aux conditions expérimentales qui ne reproduisent pas exactement les conditions in-vivo surtout en termes de précontrainte et d'environnement biologique. Pour s'affranchir de ces difficultés, la détermination du

module d'élasticité in-vivo des tissus a été réalisée par recalage en utilisant la simulation par éléments finis. Des tests d'indentation spécifiques ont été développés et réalisés sur un ensemble de volontaires présentant l'indice de Kaup souhaité, des charges calibrées étant appliquées en plusieurs points (Craveur, 2002). Les mesures montrent que pour un effort donné, l'empreinte dépend du point mais pas ou peu de l'individu. Les résultats du modèle numérique d'indentation conduisent à un module d'élasticité pratiquement identique en tous les points, la taille de l'empreinte ne dépendant en fait que de l'épaisseur des tissus sous-jacents. Pour cette application, une seule valeur du module d'élasticité de la peau, supposée isotrope, est suffisante pour toute la tête et pour tous les individus.

4. Modélisation du problème et étude d'étanchéité

L'étanchéité du dispositif est définie lorsque le masque est plaqué sur le visage et que les brins sont en tension : c'est donc un équilibre statique que l'on cherche à déterminer. Lors de la première partie de ce travail consacrée à la mise en place et à la validation de la méthodologie pour une tête rigide, il a été démontré que l'approche linéaire était légitime et conduisait à des résultats similaires en terme de déplacements, allure et intensité moyenne de la pression de contact à ceux obtenus par une analyse non linéaire géométrique (Craveur *et al.*, 2003). Bien que la modélisation intégrant la peau paraisse peu différente de la précédente et que les déplacements soient du même ordre de grandeur, les déformations de la peau dépassent 10% en certains endroits et l'analyse non linéaire devient indispensable. Les sécrétions cutanées ont pour effet de réduire le coefficient de frottement entre la peau et l'équipement de protection. Ce coefficient est supposé nul pour la modélisation. Le contact nœud sur surface est alors traité par la méthode des multiplicateurs de Lagrange, le masque regroupant les nœuds esclaves et le visage les faces maîtresses pour l'algorithme de contact. Pour contrer l'augmentation de ressources informatiques due à la dispersion des termes liés par contraintes dans le système matriciel, la technique du "sparse solver" (algorithme d'inversion adapté pour matrices creuses) est employée pour inverser la matrice tangente. Pour éviter un éventuel déconditionnement numérique progressif du système, les contraintes cinématiques sont normalisées à chaque incrément. Le tissu au contact de l'os peut légèrement glisser sur ce dernier. Sous l'action du masque, la peau est essentiellement soumise à de la compression et ce glissement latéral peut être négligé par rapport à l'enfoncement des tissus. Tous les nœuds des éléments volumiques générés par l'extrusion à l'intérieur de la tête sont alors encastrés. La symétrie de la structure est exploitée mais les conditions de symétrie n'éliminent que trois des six modes rigides du masque appliqué sur la tête et la matrice initiale est non inversible. Les artifices numériques habituels utilisés pour contourner ce problème numérique sont d'une mise en œuvre lourde et sont incompatibles avec le nombre de têtes et d'équipement de protection qui doit être modélisé. On choisit une stratégie de résolution à itérations découplées avec interférence initiale et l'introduction d'une très faible précontrainte dans les brins de l'araignée. Le traitement séparé et préalable des conditions de contact dans chaque boucle d'itération lève la singularité de la matrice initiale du fait de l'interférence, amorçant

ainsi le processus itératif de résolution. Cela permet également de ne pas imposer la position "initiale" du masque sur le visage, le programme la calculant lorsqu'il satisfait les conditions de contact. La position sous charge finale est pratiquement indépendante de l'interférence et des positions initiales lorsque ces dernières sont réalistes. Les positions relatives avec interférence n'étant pas physiques, la précontrainte présente l'intérêt de mener à une position d'équilibre physique, à partir de laquelle on exprime les déplacements sous charge lors du post-traitement des résultats. Au fur et à mesure que les efforts augmentent dans les brins, la partie du masque en contact avec le visage pivote sur elle-même et a tendance à s'écarter du visage : la bande de contact est en tension et il n'y a donc aucun risque d'instabilité, ni par point limite, ni par bifurcation. Il n'est pas utile de choisir une stratégie incrémentale de type Riks ou hypersphère, une stratégie classique par forces imposées est d'autant plus adaptée que les données sont les efforts de tension dans les brins. Le problème étant complexe du fait du contact, plutôt que d'imposer un grand nombre de petits incréments sans certitude quant à la convergence, on utilise une incrémentation automatique en contraignant néanmoins le processus de sorte qu'il passe par des niveaux de charge imposés, minimisant ainsi le nombre d'incrémentations.

Il est relativement fréquent d'avoir à traiter des problèmes de structures soumises à du contact. La difficulté rencontrée dans cette application n'est pas liée au nombre de contacts, mais aux géométries complexes des surfaces en présence. La géométrie de la tête est numérisée par un scanner DSP qui fournit un nuage de points à partir desquels le maillage est construit. La géométrie "réelle" est facétisée, quel que soit le degré des éléments utilisés, ce qui est inhérent à la discrétisation et à la formulation des éléments finis. Pour limiter les oscillations numériques dues au fait que la projection d'un nœud esclave puisse basculer alternativement d'une face maîtresse à une autre au cours des itérations et gommer dans une certaine mesure la facétisation, la surface de projection des nœuds esclaves - construite à partir des faces maîtresses - est lissée pour que la détermination de la normale ne pose pas de problème aux nœuds ou aux frontières.

Les déplacements relatifs sont tels qu'il n'est pas envisageable de prévoir sur quelle face sera situé un nœud à l'équilibre. On actualise donc les couples faces maîtresses-nœuds esclaves lors de la résolution (technique de reprofilage) ce qui renforce l'intérêt du "sparse solver" car la topologie de la matrice tangente change à chaque itération en fonction de l'évolution du contact... L'allure et les amplitudes de déplacement de la peau sont confirmées par l'image IRM obtenue pour un volontaire portant un équipement en service dans les armées. Les efforts induits par les brins pour les modèles de tête "réelle" sont identiques à ceux introduits dans les modèles numériques de visage rigide. La surface de contact est plus importante du fait de l'écrasement des tissus, la pression de contact diminue donc par rapport aux résultats obtenus avec le mannequin, ce qui est confirmé par la mesure (Craveur, 2002). Le champ de pression est continu sur toute la périphérie du visage, il y a donc étanchéité, ce qui correspond à la réalité expérimentale (figure 2).

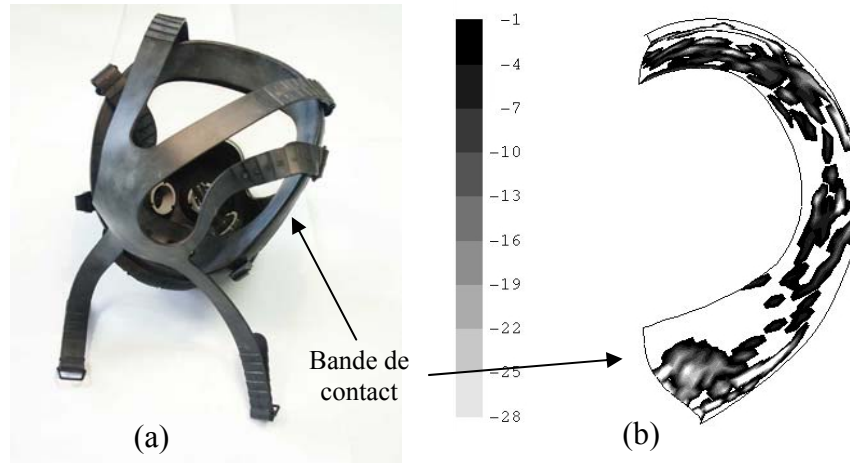


Figure 2 : (a) bande de contact et (b) pression de contact en kPa

5. Détermination des zones douloureuses et corrélation expérimentale

Le champ de contrainte dans la partie du visage nécessaire pour la simulation est représenté sur la figure 3a. Dans le but de provoquer des marques sur un visage et de mettre en évidence la répartition de la pression de contact, un essai - pour de fortes tensions dans les brins - est réalisé sur un volontaire et corrèle les résultats de la simulation numérique (figure 4a). Les zones dans lesquelles les contraintes équivalentes sont inférieures à la pression systolique (pression artérielle maximale sur un cycle cardiaque) sont mises en évidence sur la figure 3b. Au-delà de cette pression, les tissus sont moins bien irrigués, la douleur alors perçue étant le signe de leur endommagement progressif. Les "pics" de contrainte sont relativement localisés, ils apparaissent au niveau du maxillaire, de l'os malaire et du front. Les courbures du visage sont prononcées au niveau du maxillaire. L'épaisseur des tissus diminue brutalement dans cette zone ce qui induit des contraintes plus élevées que celles qui sont appliquées de part et d'autre de l'arête inférieure de cet os. La zone de l'os malaire est délicate pour la modélisation : la géométrie de cet os est très complexe. Les épaisseurs de tissus y évoluent beaucoup et rapidement. L'épaisseur sur l'os est faible (figure 4b). Bien que la géométrie du front soit régulière, ses courbures faibles et l'épaisseur des tissus constante, l'épaisseur est plus petite que sur les autres parties de la tête : la contrainte y est élevée. La contrainte obtenue par le calcul est conforme au phénomène observé et au retour d'expérience dont dispose la DGA car c'est effectivement sur le front et sur l'os malaire que la douleur est ressentie par les porteurs de ces équipements. Les points de douleur sont bien restitués d'un point de vue mécanique mais du fait des mouvements naturels de la mâchoire, la contrainte dans les tissus recouvrant le menton est intermittente et les porteurs de ces équipements n'éprouvent pas de douleur dans cette zone.

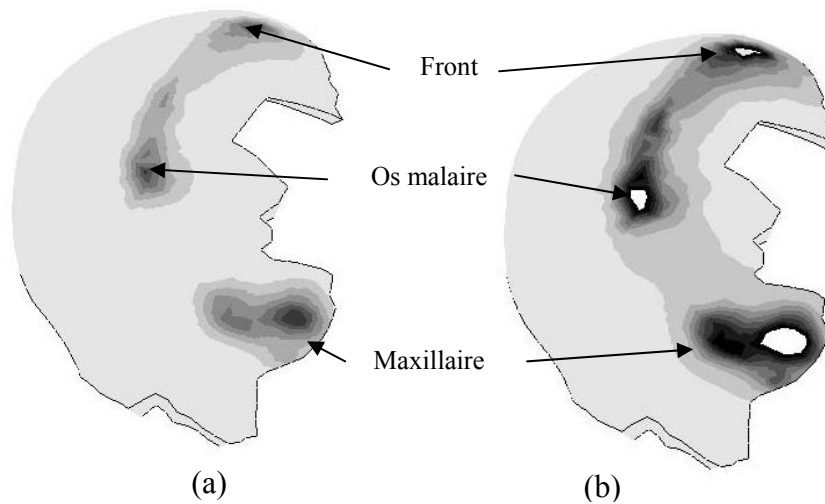


Figure 3 : Isovaleurs des contraintes équivalentes dans la partie maillée du visage avec (a) pleine échelle et (b) échelle avec maximum limité à la pression systolique

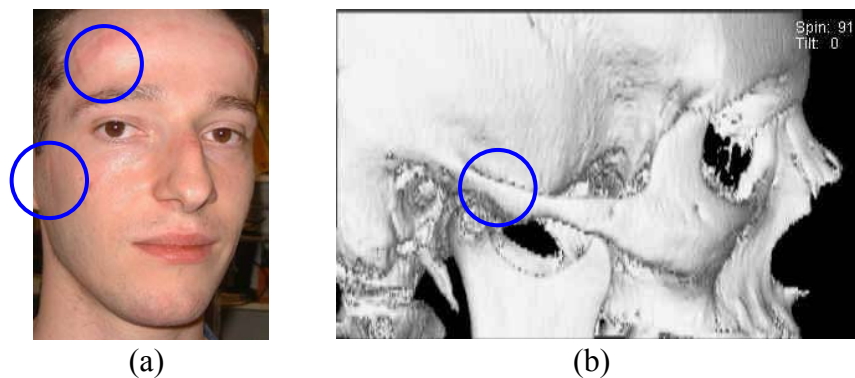


Figure 4 : Zones de forte pression sur un visage

Plusieurs hypothèses et des valeurs "globalisées" issues des mesures spécifiques réalisées lors de ce travail ont été utilisées pour l'obtention des résultats précédents. Bien que corrélés par l'expérience, il est légitime de se demander si ces résultats ne sont pas le fruit du hasard. Une étude de sensibilité a permis de valider la méthodologie et les hypothèses, l'influence sur l'étanchéité du module d'élasticité des tissus, de leur épaisseur, du coefficient de frottement pour ne citer que ces paramètres. L'influence d'autres paramètres propres à cet équipement de protection comme la direction des efforts, leur intensité, la taille, est conforme au retour d'expérience dont dispose la DGA et valide ainsi le travail de recherche effectué.

6. Conclusion

Les géométries, les matériaux, la problématique du contact, la systématisation des calculs pour tester virtuellement l'étanchéité des nouveaux concepts sur un ensemble conséquent de têtes ont été les obstacles principaux qu'il a fallu surmonter. Les mesures d'épaisseur des tissus, le recalage numérique du module d'élasticité de la peau du visage ont permis d'élaborer des hypothèses sur lesquelles s'est basée la méthodologie de construction des modèles, ensuite validée par des corrélations expérimentales. Une bonne connaissance du code SAMCEF et de ses fonctionnalités, une grande synergie avec l'équipe de développement de ce logiciel a contribué à faire en sorte d'apporter de nombreuses modifications aux algorithmes de contact disponibles dans SAMCEF, que ce soit dans le module d'analyse linéaire ou dans le module d'analyse non linéaire. Tous ces développements sont maintenant disponibles pour l'ensemble des utilisateurs de ce code de calcul. L'objectif visé est atteint en terme de prédiction des performances et de temps nécessaire pour déterminer la pression de contact entre un design d'équipement de protection et une tête réelle, dont l'enveloppe est individualisée par une acquisition au scanner DSP et les propriétés globalisées en fonction du groupe morphologique auquel appartient l'individu. La démarche est bien en accord avec l'idée du "Virtual Testing", notamment en améliorant la qualité du dialogue calcul-essai.

7. Bibliographie

- Craveur J.C., Marceau D., Collombet F., Trotin L., Tsobnang F., "Modélisation du contact entre un visage rigide et un équipement de protection", 6^{ème} Colloque National en Calcul des Structures, Giens, 20-23 mai 2003, Tome II, pp. 401-408
- Piccione D., Moyer E., "Modelling the Interface between a respirator and a human face", Army Research Laboratory, Final Report, Contract N° DAAL01-96-C-0077, March 1997
- Marks R., "Mechanical properties of the skin, Biochemistry and physiology of the skin", Edited by L.A. Goldsmith, Oxford University Press, 1983
- Moes N.C., Horvath I., "Finite element model of the human body: geometry and non linear material properties", Proceedings of the TMCE 2002, April 22-26, Wuhan, China
- Bischoff J.E., Arruda E.M., Grosh K., "Finite element modelling of human skin using an isotropic non linear elastic constitutive model", Journal of Biomechanics Vol. 33, pp. 645-652, 2000
- Vignal J.N., "Les reconstitutions faciales assistées par ordinateur", Editions ARTCOM, 1999, ISBN 2-912741-28-9
- Loi Huriet-Sérusclat : loi 88-1138 parue au Journal Officiel le 20/12/1988, Lois de bioéthique du code de santé publique, révisées en 2000.
- Ho Ba Tho M.C., "Développement de modèles biomécaniques avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées", 6^{ème} Colloque National en Calcul des Structures, Giens, 20-23 mai 2003, Tome I, pp. 43-52
- Craveur J.C., Rapports de recherche pour la DGA, Contrat n° 02 01 005 00 470 91 50, Juillet 2002-Juin 2004, Diffusion restreinte