

Pression d'interface, déformation tissulaire et risque d'escarre

Y. Payan^{1*}, V. Luboz², M. Bucki², A. Perrier^{1,2,4}, N. Vuillerme^{4,5}, B. Diot^{3,4}, F. Cannard²

¹ Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, Vetagro Sup, TIMC-IMAG, 38000 Grenoble, France, Yohan.Payan@univ-grenoble-alpes.fr ;

² TexiSense, Montceau-les-Mines, France, {vincent.luboz, marek.bucki, antoine.perrier, francis.cannard}@texisense.com ;

³ IDS, Montceau-les-Mines, France, b.diot@ids-assistance.com ;

⁴ Univ. Grenoble Alpes, AGEIS, 38000 Grenoble, France, Nicolas.Vuillerme@agim.eu ;

⁵ Institut Universitaire de France, Paris, France

* Auteur correspondant :

Yohan Payan

Équipe GMCAO – Laboratoire TIMC-IMAG

Université Joseph Fourier - CNRS UMR 5525

Pavillon Taillefer

Faculté de Médecine - 38706 La Tronche cedex - France

Tel : +33 (0) 4 56 52 00 01 - Fax : +33 (0) 4 56 52 00 55

Email : Yohan.Payan@univ-grenoble-alpes.fr

Introduction

Depuis une dizaine d'année, les laboratoires TIMC-IMAG et AGEIS travaillent avec les entreprises IDS et Taxisense sur la thématique de *prévention des escarres du paraplégique*. La thématique s'est élargie ces dernières années avec la *prévention des ulcères du pied diabétique* puisque l'origine de cette pathologie et les technologies qui peuvent être mises en jeu pour la prévenir ont de fortes similitudes avec les escarres du blessé médullaire.

De manière générale, les plaies que représentent les escarres et les ulcères ont été définies en 1989 par la National Pressure Ulcer Advisory Panel comme des lésions cutanées d'origine ischémique liée à une compression des tissus mous entre un plan dur et les saillies osseuses. Si la formation de telles plaies est multifactorielle (ANAES, 2001 ; Edlich et al., 2004 ; Smith et al., 2008), on distingue classiquement les facteurs de risque *(i)* extrinsèques ou mécaniques tels que l'immobilité, l'hyperpression, la friction, le cisaillement ou la macération et *(ii)* intrinsèques ou cliniques tels que l'âge, l'état nutritionnel, l'état cutané, les pathologies neurologiques sensitives ou motrices, vasculaires, métaboliques. Cependant, c'est surtout l'insensibilité tactile dont souffrent certaines personnes (absence de sensibilité fessière pour le paraplégique suite à la lésion médullaire, troubles neuropathiques de la personne diabétique et insensibilité importante au niveau des pieds) qui explique l'apparition de telles plaies. En effet, ces personnes ne perçoivent plus la gêne, l'inconfort et/ou la douleur associés à une position assise prolongée ou à une hyper-pression au niveau du pied. Elles ne vont alors pas avoir le réflexe de mobiliser de manière spontanée et adaptée leurs points d'appui comme le fait une personne valide.

Pressions d'interface

La pression d'interface entre la peau et le support représentent le facteur le plus important dans la formation des escarres et ulcères (ANAES, 2001 ; Gefen, 2008). C'est la raison pour laquelle ont été développés des dispositifs médicaux permettant la détection des régions en surpression trop longtemps exposées : nappes de capteurs de pression disposées sur l'assise du paraplégique (Xsensor Technology Corporation, Vista Medical Ltd., Tekscan Inc.) ou semelles embarquées dans la chaussure (F-Scan[®], Tekscan ; Pedar shoes, LilaBox ; Sensing Foot Dynamics, Moticon).

Les dispositifs équipant les fauteuils roulants peuvent a priori renvoyer les informations de pression au médecin, à l'ergothérapeute ou au blessé médullaire sous la forme d'un signal visuel représentant la cartographie des pressions mesurées, permettant ainsi l'identification des zones à risques à partir desquelles le sujet pourra corriger sa posture. Si ces dispositifs sont très efficaces dans leur propension à détecter des zones de surpressions et à renvoyer cette information au patient, ils présentent néanmoins trois inconvénients majeurs. Lourds et encombrants, car physiquement reliés à un ordinateur ou à un boîtier embarqué, ils peuvent limiter d'une part la mobilité du sujet. Renvoyant l'information par le biais du canal visuel, ils contraignent d'autre part le sujet à être attentif en permanence à l'écran de contrôle et peuvent l'empêcher de percevoir et d'utiliser les signaux extérieurs pour l'exécution de tâches concurrentes de la vie quotidienne (Vuillerme et al., 2007). Enfin, ils restent très coûteux. Ce sont sans doute les raisons pour lesquelles l'utilisation de ces dispositifs est actuellement limitée aux centres de rééducation, et ce sur des périodes de soins ponctuelles dans le temps.

Suite à une campagne de conception participative conduite avec les ergonomes de l'équipe Multicom (Laboratoire LIG, Grenoble) et impliquant 12 blessés médullaires volontaires, nous avons défini et travaillé sur la mise au point d'un nouveau dispositif embarqué de prévention des escarres et ulcères. Ce dispositif (aujourd'hui commercialisé par l'entreprise Taxisense) est embarqué sur le fauteuil roulant de la personne paraplégique d'une part et sera, à plus long terme, couplé à une chaussure ou à la chaussette de la personne diabétique d'autre part. Une des spécificités du dispositif réside dans le fait que le tissu utilisé pour mesurer les pressions d'interfaces est entièrement constitué de fibres textiles. La souplesse naturelle de ce textile lui permet de s'intégrer naturellement au coussin du fauteuil roulant (sous forme de housse par exemple, cf. figure 1) ou d'être tricoté sous forme de chaussette. Cela ouvre également la possibilité d'envisager toutes sortes d'intégrations à des vêtements ou sur des surfaces nécessitant un relevé de pression ou une mesure de déformation ou de tension.

Le principe sous-jacent à ce tissu textile est celui du tricotage de matrices de capteurs, de taille et de géométrie variables, dont les propriétés produisent les effets suivants :

- un effet piezo-résistifs des capteurs qui permet de détecter les forces perpendiculaires à la matrice de capteurs
- une sensibilité à la tension puisqu'une traction sur la matrice entraîne une variation de la résistance des capteurs.

Ces matrices sont construites à partir de fibres textiles tissées ou tricotés selon un arrangement particulier. Elles contiennent des fibres intégrant un élément piézo et des bus conducteurs réalisés à partir de fibres nylon enduites d'argent. Ces bus textiles sont connectés physiquement à une unité

centrale comprenant un dispositif électronique de collecte des données de pressions, un microcontrôleur qui va traiter et/ou stocker ces données et une antenne radio Bluetooth chargée de l'envoi vers un ordinateur distant.

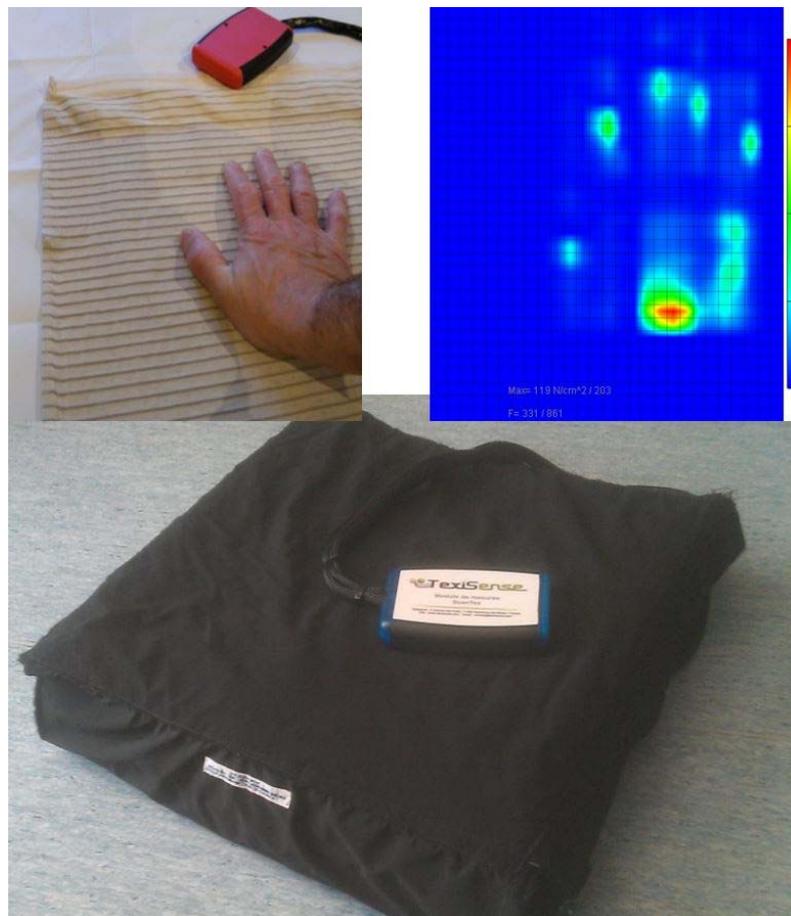


Figure 1: Nappe textile, unité centrale (boîtier) et cartographie de pression

Prise en compte des déformations tissulaires

Pour être pertinent sur l'estimation des risques d'apparition d'escarres ou d'ulcères, on ne peut malheureusement se limiter à la mesure des pressions de surface. En effet, des travaux assez récents ont permis de mieux comprendre l'étiologie des plaies de pression (Gefen et al., 2008 ; Linder-Ganz et al., 2006 ; Loerakker et al., 2011 ; Slomka & Gefen, 2012). Ces travaux ont mis en évidence le rôle dévastateur que jouent les « déformations » internes aux tissus. Un dispositif efficace de prévention des escarres devrait alors être capable de suivre en quasi temps-réel les niveaux de déformations internes aux tissus afin d'alerter la personne et/ou les soignants en cas de déformations excessives. Malheureusement, aucun dispositif de mesure ou capteur embarqué n'offre aujourd'hui cette possibilité, pour la seule et bonne raison qu'on demanderait à ce capteur d'aller observer en temps réel la façon avec laquelle les tissus mous se déforment à l'intérieur du corps humain. Heureusement, les chercheurs proposent une solution (Linder-Ganz et al., 2009) qu'ils sont allés trouver dans le champ scientifique de la mécanique : à supposer que l'on soit capable de connaître tout ou partie de l'anatomie des tissus du patient, on peut construire un modèle biomécanique des tissus mous (basé

par exemple sur la méthode des éléments finis) capable d'estimer les déformations internes aux tissus à partir des pressions mesurées à la surface.

C'est ainsi que nous avons élaboré un modèle éléments finis des tissus mous fessiers d'un patient (fig. 2 ; Luboz et al., 2014, 2017). À partir d'un examen d'imagerie de ce patient (CT scanner ici, fig. 2d), les contours des os sont reconstruits et les géométries 3D des structures musculaires, de la graisse et de la peau sont extraites puis partitionnées en éléments finis (figure 2a, b, c). A chaque type d'élément peuvent alors être attribuées des élasticités spécifiques.

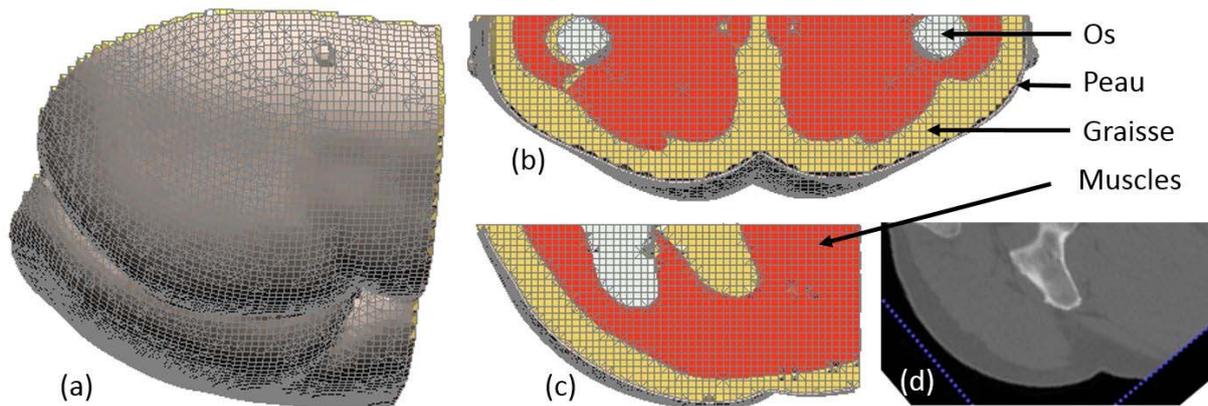


Figure 2: Modèle élément finis patient-spécifique de la région fessière

Pour chaque cartographie de pression d'interface mesurée par la housse textile (fig. 1), la méthode des éléments finis fournit alors une estimation des déformations internes des tissus mous fessiers (figure 3a).

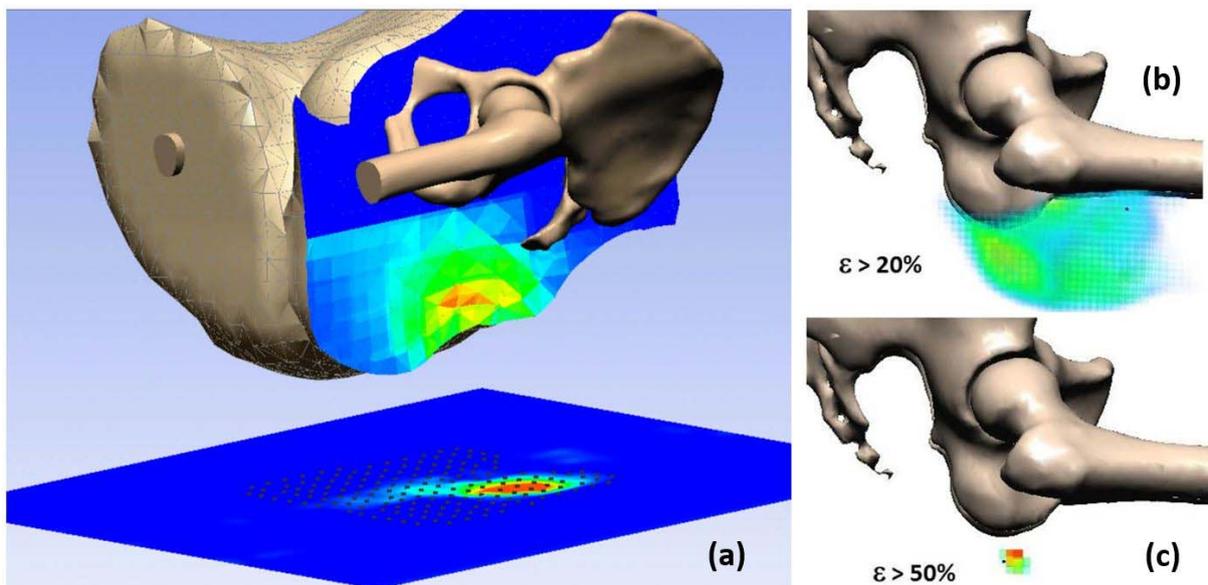


Figure 3: Déformations ϵ des tissus mous fessiers pour une cartographie de pression mesurée (a). Volumes des tissus mous internes subissant des risques ischémiques (b) et mécaniques (c).

Estimation du risque d'escarre

Afin d'estimer les risques de plaies de pressions, des travaux récents de la littérature ont montré que deux seuils de déformations internes aux tissus doivent être surveillés (Linder-Ganz et al., 2006; Gefen et al., 2008; Loerakker et al., 2011; Slomka & Gefen, 2012; Oomens et al., 2015; Wu et al., 2016; Gefen & Weihs, 2016). Le premier seuil, que l'on peut dénommer *seuil ischémique*, est connu depuis longtemps des cliniciens puisqu'il correspond au niveau de déformation qui entraîne la compression des vaisseaux sanguins conduisant à une ischémie. Ce niveau de déformation semble être de l'ordre de 20 % avec une déformation qui ne doit pas être subie par les tissus pendant plus de deux à quatre heures sous peine de risque d'escarre. Cette durée correspond à ce qui est souvent conseillé par les cliniciens aux patients blessés médullaires qui doivent faire au moins une manipulation de type push-up toutes les deux à quatre heures, ou à ce qui est indiqué aux infirmières qui doivent veiller à ce que les patients alités soient régulièrement « pivotés » au moins une fois au cours de cette durée. Le deuxième seuil de déformation, que l'on peut qualifier de *seuil mécanique*, est estimé aux alentours de 50 % et correspond à la déformation maximale que peuvent subir les cellules sous peine de voir leur membrane rendue perméable et leur cytosquelette dégradé avec comme conséquence une mort cellulaire. Ce processus purement mécanique se déroule malheureusement sur des périodes très courtes, *i.e.* de l'ordre de 5 à 10 minutes. On comprend ici le danger de ces fortes déformations qui pourraient expliquer les apparitions d'escarres du paraplégique consécutives à des transferts ou les ulcères profonds du pied diabétique issues des chocs répétés.

Une mesure en continu des pressions d'interface couplée à un modèle biomécanique des tissus mou peut alors, en théorie, fournir un « *biomarqueur numérique* » estimant les zones tissulaires à risque ischémique (fig. 3b) ou à risque mécanique (fig. 3c). Le verrou technologique pour proposer un dispositif médical embarquant un modèle biomécanique patient-spécifique couplé à une nappe de pression concerne aujourd'hui le calcul en temps réel des déformations de ce modèle. En effet, les modèles éléments finis que nous avons développés (Luboz et al., 2014) nécessitent plusieurs minutes voire heures de calcul du fait de la complexité de modélisation (notamment du fait de l'élasticité non-linéaire ou des contacts entre structures anatomiques). Notre groupe de recherche explore actuellement les pistes de la « réduction de modèle » qui consiste à apprendre les relations non-linéaires entre données d'entrées (les pressions d'interfaces) et les sorties du modèles (zones tissulaires souffrant de déformations excédant les seuils ischémiques et mécaniques). Des premiers résultats encourageant ont été obtenus sur notre modèle des tissus mous fessiers avec des simulations quasi-temps réel (Luboz et al., 2017).

Discussion/Conclusion

Les technologies nécessaires au développement d'un dispositif médical embarqué pour la prévention des escarres du blessé médullaire sont aujourd'hui en passe d'être disponibles. Nous avons présenté la matrice de capteurs textiles issue de nos travaux de recherche et capable de mesurer en situation embarquée les pression d'interface sous l'assise du patient. Le dispositif de mesure aujourd'hui commercialisé par l'entreprise Taxisense est en cours d'évaluation sur une population d'une petite centaine de patients volontaires (PHRC PRESIDIE, 2011-2017). En parallèle, les travaux de modélisation biomécanique des tissus mous fessiers ont montré la faisabilité d'une estimation patient-spécifique des risques ischémiques et mécaniques de survenue d'une plaie de pression. Ces estimations restent

tributaires des valeurs encore arbitraires (car non validées sur patients) des seuils de déformations correspondants. Des travaux de recherche complémentaires sur l'étiologie patient-spécifique des plaies de pression doivent en effet encore être conduits.

Enfin, nous avons focalisé dans cet article sur les escarres ischiatiques du blessé médullaire (fig. 3) mais les outils et méthodes mis en jeu restent génériques et pourront être étendus à d'autres pathologies et comportements à l'origine de plaies de pressions comme celles touchant le talon ou le sacrum. On peut également citer le cas des ulcères profonds du pied diabétique. Une prévention efficace de telles plaies passe par la mesure en continu des pressions d'interface, et nous avons pour cela réalisé une preuve de concept via le design d'une chaussette (Perrier et al., 2014) basée sur la même technologie textile de mesure des pressions (fig. 4 gauche). En parallèle, nous avons développé un modèle biomécanique élément fini du pied humain simulant les déformations internes aux tissus lorsque le pied est mis sous contrainte (fig. 4 droite, Perrier et al., 2015). De manière similaire à ce qui a été présenté pour la prévention des escarres du blessé médullaire, des déformations supérieures aux seuils de risques ischémiques et mécaniques devront être monitorées pour avancer vers une estimation des risques de plaies de pressions du pied.



Figure 4 : Gauche : mesure en continu des pressions d'interface via une chaussette ;
Droite : modèle éléments finis du pied du patient (vu en coupe) et estimation des déformations internes lors du contact avec le sol

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier l'ANR à travers ses programmes d'Investissements d'Avenir (Labex CAMI, ANR-11-LABX-0004) et Technologie pour la Santé et l'autonomie (ANR-TecSan 2010-013 IDS).

Conflits d'intérêts

Certains auteurs sont salariés de l'entreprise Taxisense.

Références :

ANAES (2001). *Prévention et traitement des escarres de l'adulte et du sujet âgé*. Conférence de consensus. ANAES. Novembre 2001.

Edlich, R.F., Winters, K.L., Woodard, C.R., Buschbacher, R.M., Long, W.B., Gebhart, J.H., Ma, E.K. (2004). Pressure ulcer prevention. *J Long Term Eff Med Implants*, 14,285-304.

Gefen, A. (2008). How much time does it take to get a pressure ulcer? Integrated evidence from human, animal, and in vitro studies. *Ostomy Wound Manage*, 54:26-35.

Gefen A. & Weihs D. (2016). Cytoskeleton and plasma-membrane damage resulting from exposure to sustained deformations: A review of the mechanobiology of chronic wounds. *Medical Engineering and Physics*, Vol.38; 828–833.

Gefen A, van Nierop B, Bader D, Oomens C. (2008). Strain-time cell-death threshold for skeletal muscle in a tissue- engineered model system for deep tissue injury. *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 2003-12.

Linder-Ganz E, Engelberg S, Scheinowitz M, Gefen A (2006). Pressure time cell death threshold for albino rat skeletal muscles as related to pressure sore biomechanics. *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 2725–2732.

Linder-Ganz E, Yarnitzky G, Yizhar Z, Siev-Ner I, Gefen A. (2009). Real-time finite element monitoring of sub-dermal tissue stresses in individuals with spinal cord injury: toward prevention of pressure ulcers. *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 37, pp. 387-400.

Loerakker S., E. Manders, G.J. Strijkers, K. Nicolay, F.P.T. Baaijens, D.L. Bader, and C.W.J. Oomens (2011). The effects of deformation, ischaemia and reperfusion on the development of muscle damage during prolonged loading. *J. Appl. Phys.*, Vol. 111(4), pp. 1168-1177.

Luboz V., Baillet M., Boichon Grivot C., Rochette M., Diot B., Bucki M. & Payan Y. (2017). Personalized modeling for real-time pressure ulcer prevention in sitting posture. *Journal of Tissue Viability*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtv.2017.06.002>

Luboz V., Petrizelli M., Bucki M., Diot B., Vuillerme N. & Payan Y. (2014). Biomechanical Modeling to Prevent Ischial Pressure Ulcers. *Journal of Biomechanics*, Vol. 47, pp. 2231-2236.

Perrier A., Luboz V., Bucki M., Vuillerme N. & Payan Y. (2015a). Conception and evaluation of a 3D musculoskeletal finite element foot model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 18, N° S1, pp. 2024-2025, <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1069606>.

Perrier A., Bucki M., Luboz V., Vuillerme N. & Payan Y. (2015b). 3D musculo-skeletal finite element analysis of the foot kinematics under muscle activation with and without ankle arthrodesis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 18, N° S1, pp. 2022-2023, <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1069605>.

Perrier A., Vuillerme N., Luboz V., Bucki M., Cannard F., Diot B., Colin D., Rin D., Bourg J.P. & Payan Y. (2014). Smart Diabetic Socks: Embedded device for diabetic foot prevention. *Innovation and Research in BioMedical engineering*, Vol 32 n°2, pp. 72-76.

Slomka N, Gefen A. (2012). Relationship between strain levels and permeability of the plasma membrane in statically stretched myoblasts. *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 40(3), pp. 606-18.

Smith, B.M., Guihan, M., LaVela, S.L., & Garber, S.L. (2008). Factors predicting pressure ulcers in veterans with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87, 750-757.

Oomens CWJ, Bader DL, Loerakker S, Baaijens F. (2015). Pressure induced deep tissue injury explained. *Ann Biomed Eng.* 43(2):297–305.

Vuillerme, N., Chenu, O., Pinsault, N., Moreau-Gaudry, A., Fleury, A., Demongeot, J., & Payan, Y. (2007). Pressure sensor-based tongue-placed electrotactile biofeedback for balance improvement--biomedical application to prevent pressure sores formation and falls. *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. 2007:6114-6117.

Wu Y., Van de Schaft D., Baaijens F. and Oomens C. (2016). Cell death induced by mechanical compression on engineered muscle results from a gradual physiological mechanism. *Journal of Biomechanics*, Vol. 49, pp. 1071–1077.