

CARACTERISATION DE LA RUPTURE DE CORPS VERTEBRAUX SOUS CHARGEMENT RAPIDE : DEVELOPPEMENT D'UN MODELE DE FRACTURE DE TYPE BURST

A. Germaneau, P. Doumalin, J.-C. Dupré, F. Hesser, C. Brèque, F. Brémand *Institut Pprime UPR 3346, CNRS – Université de Poitiers – ISAR ENSMA, SP2MI, Bd. Marie et Pierre Curie, téléport 2, BP 30179, 86962 Futuroscope Chasseneuil Cedex. Adresse électronique : arnaud.germaneau@univ-poitiers.fr*

T. Vendevre, M. Saget, P. Rigoard *Unité rachis et neurostimulation CHU de Poitiers – N3Lab CHU Poitiers, 2 rue de la Milétrie, 86012 Poitiers.*

Mots clés : Biomécanique, Rachis, Burst fracture, Méthodes optiques, Dynamique

Résumé : Un système de chargement dynamique a été développé à l'aide d'un pendule de Charpy afin d'étudier les fractures de corps vertébraux à haute énergie. La réponse mécanique est analysée pendant l'impact par méthode optique en utilisant une caméra rapide et le suivi de marqueurs. Ainsi, un modèle reproductible de fracture de type burst a été mis en œuvre et validé par imagerie RX et par la mesure des déformations sur les disques et les corps vertébraux.

1. INTRODUCTION

Les fractures dans la région de la charnière thoraco-lombaire (T10-L3) comptent parmi les plus fréquentes de la colonne vertébrale et leur principale complication est l'apparition de lésions neurologiques dans 20% des cas toute sévérité confondue (Magerl et al., 1994). Les fractures de type « burst » représentent un sous-groupe important (30%) et concernent les fractures à haute énergie avec troubles neurologiques dans 32% des cas (Magerl et al., 1994). Elles touchent souvent des patients jeunes et entraînent des conséquences socio-économiques néfastes (Court-Brown and Caesar, 2006). Les accidents de la voie publique représentent environ la moitié des traumatismes rachidiens suivis des chutes et des traumatismes sportifs (Manelfe and Aubin, 1989; Olsen et al., 1992). Le traitement est alors principalement guidé par des critères d'instabilité neurologique, d'instabilité mécanique et de déformation sagittale (cyphose).

La fracture rachidienne type burst est la conséquence d'un mécanisme en compression (« VCF : Vertebral Compression Fracture »). Elle est caractérisée par une fracture comminutive du plateau vertébral supérieur associée à une dépression de la colonne antérieure et un éclatement de la colonne moyenne (3 à 5 fragments) ; classiquement le fragment central est intra-canalair et vient au contact de la dure-mère (Jones et al., 2011; Magerl et al., 1994). La fracture burst a été décrite initialement par Sir Franck Holdsworth (Holdsworth, 1970) comme une fracture instable résultant d'un mécanisme en compression axiale. Dans sa description du mécanisme lésionnel, le nucleus pulposus du disque intervertébral est impacté dans le corps vertébral à travers la fracture du plateau supérieur à l'origine d'un éclatement de celui-ci. La plupart des études reproduisant des fractures burst *in vitro* en simulant un traumatisme utilisent ce mouvement de compression axiale pure (Ching et al., 1995; Fredrickson et al., 1992, 1988; Lin et al., 1993; Panjabi et al., 1995) ou couplé à un moment de flexion (Cain Jr et al., 1993; Kifune et al., 1997; Mermelstein et al., 1998). D'un point de vue classification, le bilan radio-clinique permet d'établir une classification anatomo-pathologique des fractures de la charnière thoraco-lombaire dans le but d'évaluer le degré d'instabilité et de guider la thérapeutique. La classification de Magerl (Magerl et al., 1994) décrite en 1994 est basée uniquement sur des critères morphologiques. Il s'agit de la classification la plus utilisée à ce jour. L'intérêt de cette classification est sa bonne valeur pronostic puisque l'instabilité vertébrale augmente du type A au type C. Dans cette classification la fracture burst correspond au type A3.3 (Figure 1).

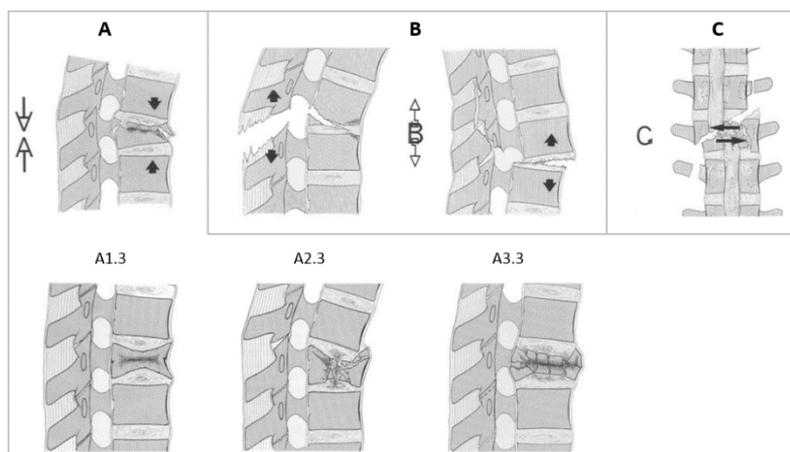


Figure 1. Classification des fractures vertébrales selon Magerl (Magerl et al., 1994)

Classiquement, leur prise en charge est chirurgicale par une ostéosynthèse postérieure permettant une réduction et une stabilisation de la fracture. En cas de comminution importante du corps vertébral, malgré cette première chirurgie, une corporectomie avec arthrodèse intersomatique peut être proposée. L'avènement récent des techniques mini invasives a bouleversé cette prise en charge. La kyphoplastie est une technique récente d'abord utilisée dans la pathologie tumorale puis ostéoporotique et plus récemment dans la traumatologie. Son principe est de restaurer l'anatomie du corps vertébral en redonnant de la hauteur grâce au gonflement d'un ballon puis en stabilisant grâce à l'injection de ciment. Cette technique peut être complétée d'une ostéosynthèse mini-invasive. L'avantage de ces techniques est la diminution de la morbidité avec une réduction du temps opératoire, du saignement et du délabrement musculaire.

Le but de ce travail est d'étudier les mécanismes liés à la formation d'une fracture de type burst afin de quantifier par la suite les apports des systèmes de synthèse en termes de stabilité mécanique. Pour cela, il faut pouvoir reproduire et analyser ce type de fracture sur modèles cadavériques. Cet article présente une étude expérimentale de fractures dynamiques de corps vertébraux sur segments cadavériques tout en se référant aux travaux issus de la littérature. Les objectifs sont de caractériser la réponse mécanique de segments rachidiens sous chargements rapides et de disposer d'un modèle de fracture reproductible afin de mener par la suite des études biomécaniques sur les systèmes de stabilisation.

2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Préparation des segments

La première étape de l'expérimentation est la préparation des segments à tester. La plupart des études s'accordent dans le niveau testé à savoir la charnière thoraco-lombaire qui est la région la plus concernée par les fractures du rachis. Elle correspond à la zone d'inflexion entre une courbure en cyphose et une courbure en lordose. Elle est constituée des 2 dernières vertèbres thoraciques (T11-T12) et des 2 premières vertèbres lombaires (L1-L2). Elle fait la transition entre la colonne dorsale où le mouvement de rotation axiale est presque inexistant et la colonne lombaire où ce mouvement de rotation est libre. Il y a donc là une certaine rupture de l'harmonie du mouvement qui favorise une concentration des charges subies par cette région. T12 est une vertèbre charnière autour de laquelle s'effectuent les changements de position des deux segments rachidiens en inflexion latérale, en flexion, en extension. Les contraintes très importantes soumises par cette région sont fréquemment à l'origine de fractures-tassements. Dans plusieurs travaux antérieurs, les segments prélevés étaient T11-L3 pour Panjabi (Panjabi et al., 2000), T10-L4 pour Jones et pour Fredrickson (Fredrickson et al., 1992; Jones et al., 2011). Dans notre cas, 24 segments T11-L3 ont été prélevés chez des sujets dont l'âge moyen était de $76,5 \pm 12$ ans (Figure 2). Les échantillons ont été nettoyés des tissus mous tout en préservant les ligaments postérieurs puis ils ont été conservés à une température de -20°C . Les

vertèbres extrêmes T11 et L3 ont été fixées à un support afin d'appliquer correctement les conditions aux limites durant les essais mécaniques. Pour cela, elles ont été incluses dans une résine avec insertion de vis pour assurer un ancrage (Figure 2).



Figure 2. Préparation des échantillons

2.2 Montage expérimental

D'après la littérature, plusieurs modèles de fractures ont été expérimentés. Les premiers étaient des modèles statiques avec la réalisation soit d'une ostéotomie soit d'une corporectomie (Freslon et al., 2008; Lin et al., 1993). Ces méthodes ont l'avantage d'être reproductibles mais elles s'éloignent de la réalité clinique. Les modèles dynamiques ont l'avantage de se rapprocher des conditions réelles. En effet, dans un modèle par compression prolongée, le disque se comporte comme un élément élastique ; il absorbe l'énergie et se déforme jusqu'à la rupture. Boisclair et al. (Boisclair et al., 2011) ont développé un modèle de fracture burst chez 16 porcs grâce à un système appliquant une force de compression axiale prolongée à deux vitesses de chargement différentes (0,01 mm/s et 500 mm/s), en imprimant ou non un angle de flexion de 15°. L'ensemble des tests sur segments sans angulation ont abouti à une fracture burst contre seulement la moitié pour des segments testés à 15° de flexion ; tandis que sur l'autre moitié, des fractures en compression sans recul du mur postérieur ont été obtenues. La force moyenne appliquée pour obtenir la fracture était de 5980 N (+/- 1910 N) avec une perte de rigidité moyenne du segment fracturé de 64% (+/- 31%) et un envahissement canalaire moyen de 19% (+/-17%).

L'autre moyen d'appliquer un chargement dynamique est d'imposer un choc ou un impact sur le segment vertébral. Le disque présentant un comportement dépendant de la vitesse de chargement, il se rigidifie et transmet pratiquement l'ensemble de son énergie à la vertèbre avec une faible déformation. Ainsi, un système avec un puits de chute a été utilisé par plusieurs équipes pour produire un choc. Une masse à une hauteur donnée tombe verticalement sur un impacteur qui provoque la fracture du segment vertébral (Fredrickson et al., 1992; Jones et al., 2011; Panjabi et al., 2000). Avec cette technique Jones obtient une énergie de 245 J et Fredrickson une énergie de 260 J. D'autres auteurs utilisent cette même technique mais par incrémentation (Panjabi et al., 2000; Wilcox et al., 2004). Les énergies ainsi observées pour ces études se situent entre 50 et 180J permettant d'aboutir à des fractures burst reproductibles sans modification de la dynamique rachidienne après analyse des mobilités dans les 3 plans de l'espace.

Pour notre étude, un pendule de Charpy a été employé pour réaliser des impacts de manière répétable. Le système a été modifié afin qu'il puisse accueillir des segments pouvant compter jusqu'à 7 vertèbres tout en imposant un chargement dynamique purement axial. Pour cela, le marteau n'impacte pas directement le segment mais rentre en contact avec un coulisseau qui va transmettre l'impact à l'échantillon (Figure 3). Le positionnement du segment par rapport à l'axe du coulisseau peut être ajusté de manière à assurer un chargement purement axial et éviter un chargement avec des effets de flexion combinés. Afin d'assurer la production de la fracture au sein de la vertèbre L1, celle-ci a été fragilisée par des petits trous effectués dans l'os cortical de la paroi antérieure du corps vertébral. Il a été montré sur modèle animal que ce genre de fragilisation n'avait pas d'impact sur l'obtention des caractéristiques d'une fracture de type burst (Germaneau et al., 2014a).

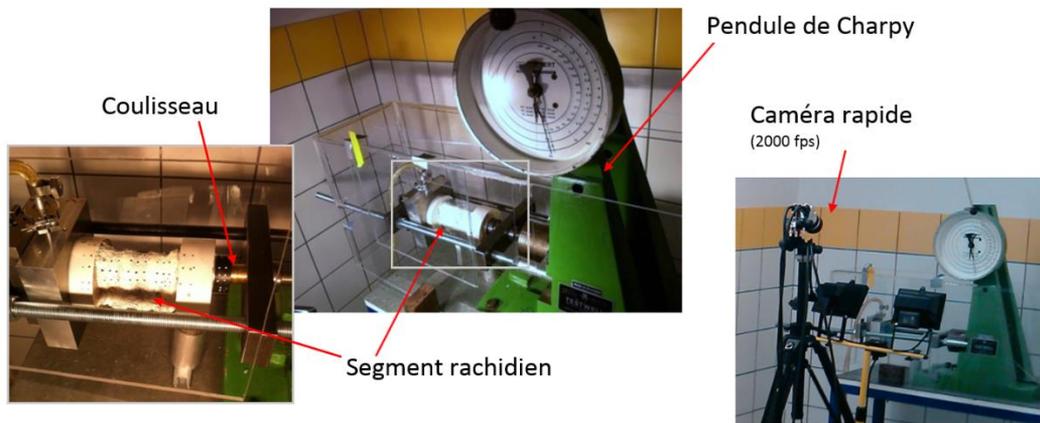


Figure 3. Montage expérimental

2.3 Méthodes de mesure et d'analyse

Dans la littérature, l'analyse de ces systèmes comporte l'aspect morphologique de la vertèbre fracturée et l'aspect dynamique après sollicitation. Sur le plan morphologique la plupart des études se basent sur la tomodensitométrie. Les paramètres évalués sont essentiellement la densité osseuse, le recul du mur postérieur avec évaluation du volume du fragment intra-canalair, la mesure de la surface canalair résiduelle, la cyphose vertébrale et régionale traumatique (Boisclair et al., 2011; Cain Jr et al., 1993; Fredrickson et al., 1992; Jones et al., 2011). Les lésions du complexe ligamentaire postérieur nécessitent la réalisation d'une IRM, ce qui est peu pratiqué dans les différentes séries. Certains auteurs ont effectué une étude anatomique de la vertèbre fracturée avec réalisation de sections au microtome et analyse microscopique directe de l'ensemble des lésions (Fredrickson et al., 1992). D'autres ont mesuré le degré d'envahissement canalair à l'aide de billes radio-opaques placées sur le ligament longitudinal postérieur et sur le ligament jaune, repérées par radioscopie au cours d'une technique par incrémentation (Kifune et al., 1997; Panjabi et al., 2000). L'avantage de cette technique était de monitorer le diamètre du canal au cours des différents impacts et de stopper l'analyse lorsque le recul du mur postérieur voulu était atteint.

Un autre système d'analyse développé est la modélisation par éléments finis à partir d'images acquises par scanner. Elle permet de reproduire par simulation plusieurs situations à partir de la morphologie réelle des vertèbres de différentes conditions aux limites afin de se rapprocher au mieux de la réalité. Plusieurs équipes ont utilisé ce type d'analyse appliqué à la vertèbre fracturée (Crawford et al., 2003; Langrana et al., 2002; Wilcox et al., 2004). Grâce à ce système, Wilcox montre qu'au cours de la fracture burst une zone importante de déformation est située sur la partie postérieure du corps vertébral liée aux contraintes transmises par les processus articulaires. Il met également en évidence un étirement du ligament longitudinal postérieur au cours de la fracture ainsi qu'une compression de la dure-mère par le fragment intra-canalair. Une difficulté majeure de la reproduction de la fracture burst par modélisation par éléments finis est la bonne connaissance d'une part des lois de comportement mécanique des matériaux constituant les segments vertébraux et d'autre part des paramètres mécaniques associés à ces lois.

Pour ce travail deux modalités ont été employées pour caractériser la réponse mécanique des segments rachidiens. La première est la tomographie par rayons X qui a permis de valider la production de fracture burst en observant les caractéristiques propres à ce genre de fracture. Notamment, le recul du mur postérieur dans le canal rachidien ainsi que le volume du fragment intra-canalair ont été évalués. L'autre méthode d'analyse employée est une méthode optique, le suivi de marqueurs (Bretagne et al., 2005), permettant de mesurer les déplacements et les déformations sur les vertèbres et les disques durant le chargement mécanique. Pour cela, des marqueurs sont déposés sur les différentes surfaces de l'échantillon (Figure 4). L'acquisition des images est réalisée à l'aide d'une caméra rapide avec une fréquence d'acquisition de 2000 Hz (Figure 3). Les marqueurs ont ensuite été repérés et suivis sur les images à l'aide du logiciel Deftac (Deftac - Pprime Institute / PEM). Ainsi, les positions des marqueurs à chaque instant permettent d'accéder aux champs de déplacements et de déformations.

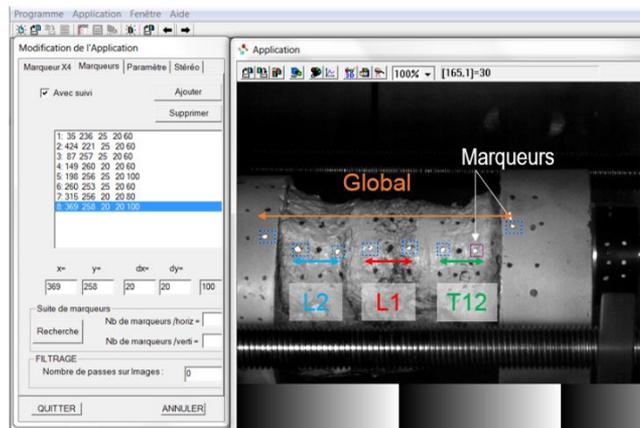


Figure 4. Suivi de marqueurs

3. RESULTATS

3.1.1 Tomographie RX : l'observation et l'analyse par tomographie RX des segments a permis de confirmer la réalisation de fracture burst sur L1 pour les 24 segments (Figure 5-a). Les différentes caractéristiques ont bien été observées : éclatement du corps vertébral en plusieurs fragments, fracture comminutive du plateau supérieur et recul d'un fragment du mur postérieur dans le canal rachidien. Le volume moyen du fragment postérieur a été mesuré à $0,37 \pm 0,34 \text{ cm}^3$ avec un recul moyen du mur postérieur évalué à $0,37 \pm 0,21 \text{ cm}$ (Figure 5-b).

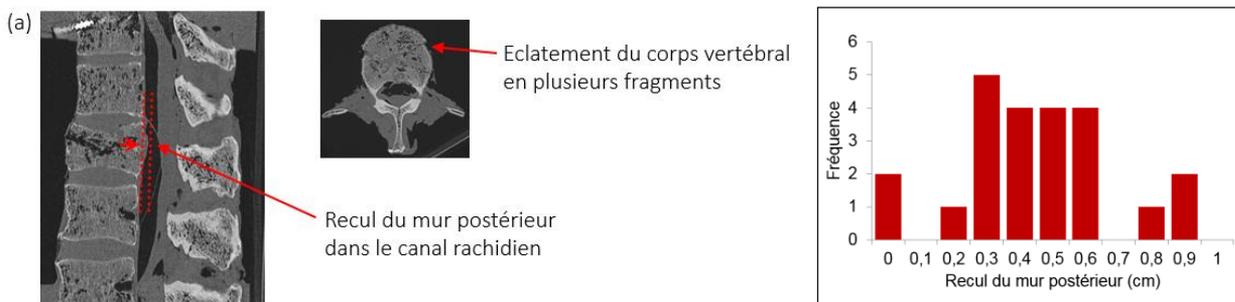
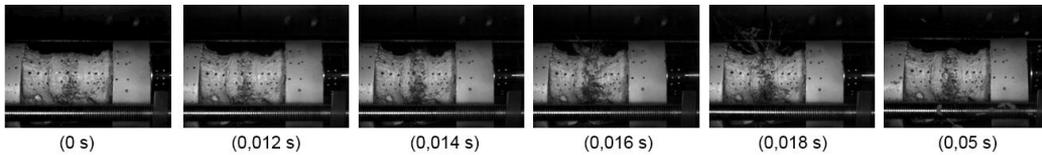


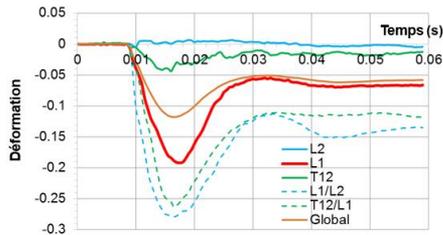
Figure 5. Analyse de la fracture par tomographie RX (a) et mesure du recul du mur postérieur dans le canal rachidien pour tous les segments (b)

3.1.2 Analyse des déformations : La figure 6 montre un exemple de séquence d'images acquises durant l'impact et l'évolution des déformations des disques et des corps vertébraux constituant le segment. La figure 6-c montre donne les déformations moyennes mesurées sur les 24 segments. La déformation la plus importante (0,17) a bien sûr été observée sur la vertèbre L1 qui a été fracturée. Les vertèbres adjacentes ont subis de faibles déformations (0,005). Les déformations relevées dans les disques ont augmenté avec l'impact mais restent peu élevées (0,05) comparées à celles mesurées sur L1. Tous les échantillons présentent un comportement semblable durant l'impact et il a été observé que la production de la fracture a lieu lorsque la déformation dans la vertèbre dépasse 0,05. La force moyenne appliquée pour obtenir la fracture est de $4020 \text{ N} \pm 1900 \text{ N}$. La réduction moyenne du corps vertébral de L1 évaluée pour les 24 segments est de 15% ce qui correspond aux observations relevées en clinique.

(a) Mesure des déformations durant l'impact par suivi de marqueurs



(b) Déformations sur les disques et les vertèbres



(c) Distribution des déformations lors de l'apparition de la fracture (mesures sur 24 segments)

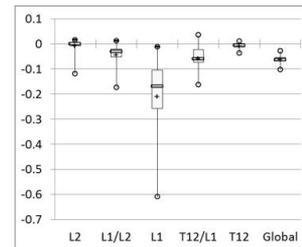


Figure 6. Analyse des déformations durant l'impact : (a) Séquence d'images ;(b) Exemple de l'évolution des déformations sur les disques et les vertèbres sur un segment ; (c) Distribution des déformations mesurées au moment de la fracture sur les 24 segments

4. DISCUSSIONS

Les développements de moyens expérimentaux à partir de l'utilisation d'un pendule de Charpy ont permis une analyse fine de la réponse mécanique de segments rachidiens sous compression dynamique et aboutissent à un modèle reproductible de fractures burst. Les modifications apportées au pendule de Charpy permettent un réglage fin de la position de l'échantillon par rapport au point d'impact. Cela nous a permis d'ajuster précisément ce dernier afin d'obtenir une compression pure pour produire une fracture burst complète de type A3.3 selon la classification de Magerl (Magerl et al., 1994). D'autres études peuvent être envisagées en modifiant ces réglages de manière à combiner des chargements de compression et de flexion. Cela permettrait de provoquer d'autres mécanismes de fracture comme ceux des fractures de type B ou C. L'analyse par suivi de marqueurs permettrait également d'évaluer les charges et les déformations sur chaque élément du segment rachidien.

L'utilisation de moyens de mesure tels que la tomographie RX et le suivi de marqueurs avec une caméra rapide ont fourni des données intéressantes concernant la caractérisation de la rupture de corps vertébraux. Ces mesures ont montré que les caractéristiques relevées sont les mêmes que celles observées en clinique. L'énergie pour une fracture en compression dynamique est comprise entre 90 et 120 J pour une force se situant autour de 4000 N, valeurs déjà observées dans d'autres travaux (Panjabi et al., 2000; Wilcox et al., 2004). Ces valeurs restent tout de même discutables et peuvent difficilement être extrapolées directement à la réalité. En effet, l'une des difficultés de ce modèle cadavérique concerne les caractéristiques des échantillons. Ils présentent généralement un os très porotique et remanié par l'arthrose associée à une dégénérescence des formations capsulo-ligamentaires. Il en résulte des vertèbres plus fragiles et des segments moins souples. De ce point de vue, il peut être intéressant de se tourner vers le modèle animal. Avant d'aboutir à ce travail, toutes les étapes de développement du montage expérimental et d'ajustement du pendule de Charpy ont été menées dans une étude préliminaire en réalisant des essais sur des segments d'agneau (Germaneau et al., 2014a). Par ailleurs, plusieurs études sur modèle animal ont été menées pour l'expérimentation rachidienne et il apparaît que le veau, l'agneau et le cochon peuvent être employés pour tester la stabilité d'implants (Kettler et al., 2007; Wilke et al., 1997). Cependant, les expérimentations sur modèle humain restent indispensables puisque l'une des finalités est de fournir des données pour l'approche clinique. Le modèle de fracture burst ainsi développé doit maintenant servir à fracturer des échantillons de manière à tester et comparer différents systèmes de stabilisation utilisés par les chirurgiens du rachis. D'un point de vue thérapeutique il est notamment intéressant d'avoir la possibilité de tester de nouvelles techniques de stabilisation par chirurgie mini-invasive telles que la

kyphoplastie associée à une ostéosynthèse percutanée et de les comparer à des techniques plus conventionnelles (ostéosynthèse postérieure et arthrodèse circonférentielle). Pour cela, une seconde phase d'analyse doit être menée sur les segments qui ont été fracturés puis stabilisés à partir de nouveaux essais biomécaniques de cinématique. La stabilité et la rigidité offertes par les systèmes de synthèse peuvent alors être évaluées (Germaneau et al., 2014b).

REFERENCES

- Boisclair, D., Mac-Thiong, J.-M., Parent, S., Petit, Y., 2011. Effect of spinal level and loading conditions on the production of vertebral burst fractures in a porcine model. *J. Biomech. Eng.* 133, 094503.
- Bretagne, N., Valle, V., Dupré, J.C., 2005. Development of the marks tracking technique for strain field and volume variation measurements. *NDT E Int.* 38, 290–298.
- Cain Jr, J.E., DeJong, J.T., Dinenberg, A.S., Stefko, R.M., Platenburg, M.R.C., Lauerman, W.C., 1993. Pathomechanical Analysis of Thoracolumbar Burst Fracture Reduction: A Calf Spine Model. *Spine* 18, 1647–1654.
- Ching, R.P., Tencer, A.F., Anderson, P.A., Daly, C.H., 1995. Comparison of residual stability in thoracolumbar spine fractures using neutral zone measurements. *J. Orthop. Res.* 13, 533–541.
- Court-Brown, C.M., Caesar, B., 2006. Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury* 37, 691–697. doi:10.1016/j.injury.2006.04.130
- Crawford, R.P., Cann, C.E., Keaveny, T.M., 2003. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* 33, 744–750.
- Deftac - Pprime Institute / PEM, n.d. <http://www.pprime.fr/?q=en/recherche-scientifique/d3/photomecanique>.
- Fredrickson, B.E., Edwards, W.T., Rauschnig, W., Bayley, J.C., Yuan, H.A., 1992. 1992 Volvo Award in Experimental Studies Vertebral Burst Fractures: An Experimental, Morphologic, and Radiographic Study. *Spine* 17, 1012–1021.
- Fredrickson, B.I., Mann, K.A., Yuan, H.A., Lubicky, J.P., 1988. Reduction of the intracanal fragment in experimental burst fractures. *Spine* 13, 267–271.
- Freslon, M., Bouaka, D., Coipeau, P., Defossez, G., Leclercq, N., Nebout, J., Marteau, E., Poilbout, N., Prebet, R., 2008. [Thoracolumbar fractures]. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 94, S22–35.
- Germaneau, A., Saget, M., D'Houtaud, S., Vandevre, T., Doumalin, P., Dupre, J.-C., Hesser, F., Bremand, F., Maxy, P., Rigoard, P., 2014a. A Novel Experimental Strategy for the Production of Thoracolumbar Burst Fractures Coupled with a Biomechanical Analysis by using Non-invasive Optical Methods. *Strain* 50, 381–388. doi:10.1111/str.12079
- Germaneau, A., Saget, M., Vandevre, T., Doumalin, P., Dupré, J.-C., Brémand, F., Hesser, F., Maxy, P., Rigoard, P., 2014b. Biomechanical analysis of spinal instrumentation systems dedicated to stabilise thoracolumbar fractures: comparison between standard open surgical instrumentation and percutaneous techniques. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 17, 72–73.
- Holdsworth, F.W., 1970. Review article fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Jt. Surg.* 52, 1534–1551.
- Jones, H.L., Crawley, A.L., Noble, P.C., Schoenfeld, A.J., Weiner, B.K., 2011. A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens. *Spine J.* 11, 447–451.
- Kettler, A., Liakos, L., Haegele, B., Wilke, H.-J., 2007. Are the spines of calf, pig and sheep suitable models for pre-clinical implant tests? *Eur. Spine J.* 16, 2186–2192. doi:10.1007/s00586-007-0485-9

- Kifune, M., Panjabi, M.M., Liu, W., Arand, M., Vasavada, A., Oxland, T., 1997. Functional morphology of the spinal canal after endplate, wedge, and burst fractures. *J. Spinal Disord. Tech.* 10, 457–466.
- Langrana, N.A., Harten Jr, R.D., Lin, D.C., Reiter, M.F., Lee, C.K., 2002. Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms. *Spine* 27, 498–508.
- Lin, R.M., Panjabi, M.M., Oxland, T.R., 1993. Functional Radiographs of Acute Thoracolumbar Burst Fractures: A Biomechanical Study. *Spine* 18, 2431–2437.
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S.D., Harms, J., Nazarian, S., 1994. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur. Spine J. Off. Publ. Eur. Spine Soc. Eur. Spinal Deform. Soc. Eur. Sect. Cerv. Spine Res. Soc.* 3, 184–201.
- Manelfe, C., Aubin, M.-L., 1989. Imagerie du rachis et de la moelle: scanner, IRM, ultrasons. Vigot.
- Mermelstein, L.E., McLain, R.F., Yerby, S.A., 1998. Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement: a biomechanical study. *Spine* 23, 664–670.
- Olsen, W.L., Chakeres, D.W., Berry, I., Richaud, J., 1992. Spine and spinal cord trauma. *Imaging Spine Spinal Cord C Manelfe Ed.* Raven Press New-York 407–444.
- Panjabi, M.M., Hoffman, H., Kato, Y., Cholewicki, J., 2000. Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies. *Clin. Biomech.* 15, 73–78.
- Panjabi, M.M., Kifune, M., Arand, M., Wen, L., Chen, A., Oxland, T.R., 1995. Validity of the Three-Column Theory of Thoracolumbar Fractures: A Biomechanic Investigation. *Spine* 20, 1122–1127.
- Wilcox, R.K., Allen, D.J., Hall, R.M., Limb, D., Barton, D.C., Dickson, R.A., 2004. A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach. *Eur. Spine J.* 13, 481–488.
- Wilke, H.-J., Krischak, S.T., Wenger, K.H., Claes, L.E., 1997. Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur. Spine J.* 6, 129–137.