Résumé des travaux pour l'inscription 2020/2021

Daniel ELIZONDO-MORENO
daniel.elizondo@icube.unistra.fr

25 septembre, 2020

Directeurs de thèse : Nadia BAHLOULI et Philippe CLAVERT

1 Introduction

L'humérus est l'os long qui fait partie du haut du bras et donc de l'articulation de l'épaule, et plus précisement de l'articulation glenohumérale. Cette articulation étant particulièrement complexe dû à son incongruence et à son rang de mouvement,

Plusieurs procédures existent pour traiter une fracture instable de l'humérus proximal. À ce jour, il n'y a pas de consensus dans la communauté médicale/scientifique autour des traitements. Chaque traitement a des avantages mais également des inconvénients. Un dispositif novateur d'ostéosynthèse a été développé sur le site de Strasbourg et semble être très prometteur [1]. Le dispositif en question est d'un clou intramédullaire, historiquement utilisé pour traiter les fractures du fémur. Le principale avantage d'un tel clou est notamment la forte diminution du temps de récupération pour les patients (dû à l'absence d'une opération chirurgicale invasive). De plus, les fonctions motrices/biomécaniques de l'épaule sont rétablies dans un délai plus court qu'avec les autres dispositifs d'ostéosynthèse.

Malgré les études cliniques menées lors de la conception et du développement du clou, il reste encore des questions concernant la distribution et le type des charges supportées par le clou. Ce type d'informations est nécessaire en vue d'une optimisation de ce dispositif. En effet, certains états ou niveaux de contraintes sont bénéfiques pour la régénération du tissu osseux alors que d'autres sont néfastes et aboutissent à la destruction du tissu. Une connaissance plus approfondie des sollicitations mécaniques à l'intérieur de l'articulation (et notamment de l'humérus) est donc nécessaire pour mieux connaître les facteurs clés de la bonne consolidation osseuse avec l'aide d'un clou intramédullaire.

L'objectif essentiel de cette thèse consiste au développement d'un modèle numérique fidèle de l'épaule fonctionnel. Pour cette étude numérique, des logiciels spécialisés dans le traitement des éléments finis (comme le Hyperworks© ou le Simulia Abaqus©) sont envisagés. Différentes configurations (avec et sans le dispositif d'ostéosynthèse) seront simulées et comparées. Une campagne expérimentale sera également menée pour caractériser les différents matériaux constituant les différentes parties de l'articulation de l'épaule. Des essais seront également réalisés pour valider les prévisions numériques, avec et sans le clou implanté. Grâce aux simulations numériques, nous aurons accès aux différentes distributions de contraintes et déformations dans l'humérus. Ces informations, nous permettrons d'optimiser la conception d'un clou long.

À ce jour, le traitement d'une fracture proximale de l'humérus (FPH) ne bénéfice pas de consensus dans la communauté médicale d'autant plus que les différents modes de rupture osseuse permetent une grande variété de types de dispositifs de fixation interne, dont les plaques et les clous intramédullaires (CIM). Pour ce dernier, le Groupe d'Étude Biomécanique Osteo-Articulaire de Strasbourg (GEBOAS), en collaboration avec des autres groupes de recherche du milieu public et privé, a conçu un CIM qui s'adresse à plusieurs modes de rupture pour une FPH. Au niveau clinique, parmi ses avantages figurent une consolidation osseuse plus efficace dans une durée nettement plus courte par rapport aux autres

dispositifs de fixation interne, et pour certains types de FPH, sa mise en place ne requiert pas d'une réduction ouverte (une chirurgie).

Il existe cependant plusieurs questions ouvertes qui se posent au niveau de la biomécanique du CIM. L'impact des variables comme la longueur du clou, ou l'angle de positionnement des vis n'est pas totalement élucidé du fait de la complexité de l'épaule et la variabilité naturelle inter-patient. Donc, le but de ce travail consiste à faire une évaluation biomécanique *in vitro* et *in silico* du CIM afin de mieux répondre les questions liées à son interaction avec les FPH.

2 État de l'art

L'épaule est une articulation dite complexe puisque son fonctionnement peut se décomposer en trois autres articulations : sterno-costo-claviculaire, scapulo-serrato-thoracique et scapulo-humérale. Ce dernier est l'articulation la plus mobile et de ce fait elle est donc soumise a des contraintes plus importantes lors des mouvements du bras. Étant la seule articulation qui concerne l'humérus proximale, elle est de type sphéroïde, les mouvements qui peuvent réaliser sont dans les trois planes anatomiques : flexion/extension dans le plan sagittal, abduction/adduction dans le plan coronal et rotation interne/externe dans le plan transversal. Plusieurs muscles sont impliqués dans l'execution des mouvements de l'humérus, dont les quatre muscles de la coiffe de rotateurs (sous-scapulaire (SS), infra-épineux (IE), petit rond (PR) et supra-épineux (SE)) et le deltoïde.

Malgré la similitude géométrique de l'humérus avec le fémur, les contraintes à ce dernier. Cela est mis en évidence dans les études biomécaniques sur l'humérus isolé ou sur l'articulation de l'épaule, *in vitro* et *in silico*.

Comme mentionné dans le paragraphe précédent, différents dispositifs d'ostéosynthèse sont mentionnés dans la littérature et utilisés pour réduire les fractures instables de l'humérus proximale [2]. Cependant, la réduction de la fracture osseuse par une « fixation interne biologique » semble être de plus en plus accepté dans la communauté médicale [3]. Dans cette approche, le système de fixation interne est flexible sous certaines conditions [4]. Cette flexibilité faciliterait une formation efficace du calus entre les fragments de l'os et par la suite, une remise en état de la continuité osseuse en vue de la récupération des fonctions biomécaniques de l'articulation. De la même manière, l'approche du système de fixation internet biologique vise à réduire l'impact sur le flux sanguin dans l'os [3]. Effectivement,

Une analyse comparative [2] a été réalisée récemment sur la réduction et fixation interne dans le cas des fractures déplacées sur l'humérus proximal qui concerne 20 % approximativement des fractures de l'humérus. Plusieurs dispositifs ont été comparées entre eux et notamment des plaques fixes et des clous intramédullaires. Les résultats de la méta-analyse [2] ne montrent aucune différence significative entre les deux dispositifs de fixation interne. Cependant, ce résultat est en contradiction avec les résultats issus de travaux antérieurs [5]. L'analyse effectuée dans [2] ne tient pas compte des effets de temps effectif de chirurgie et de consolidation qui ont été aussi mesurés dans [5].

Avec le développement de la puissance de calcul et des outils numériques (et plus particulièrement les logiciels de segmentation et aussi de calcul par éléments finis), les simulations numériques sont devenues incontournables pour approfondir la compréhension des différentes sollicitations mécaniques subies par l'os et l'implant. Différents études numériques ont déjà été menées soit sur l'humérus uniquement [6] soit sur l'articulation complète [7, 8]. Dans ces travaux [8, 7, 6], les os sont considérés comme homogènes et anisotropes. Or, l'os est un matériau vivant, hétérogène et composite. La modélisation de son comportement mécanique doit donc tenir compte de l'hétérogénéité de densité osseuse ainsi que l'anisotropie et l'isotropie transverse des différents couches osseuses. Pour relever ce défi, différents axes de recherche ont été envisagés : certains études ont considéré une projection de la distribution apparente de densité issue des images tomographiques vers le maillage tridimensionnel [9], alors que d'autres études ont utilisé une approche composite avec des inclusions pour les éléments volumiques du maillage [10].

Le point de départ de la thèse consiste en un étude où un humérus fabriqué en matériau composite est soumis à des efforts en traction qui émulent une abduction à 90° [1].

3 Méthodologie et travail effectué

Pour rappel, l'objectif de la thèse consiste en évaluer par le bias des tests *in vitro* et *in silico* le comportement mécanique du CIM Aequalis placé dans le cadre d'un FPH, ayant le but de comprendre la dynamique de la tenue mécanique sous ces conditions-là et aussi la manière dont l'assemblage CIM-épaule peut arriver à la rupture. Pour cela, différents objectifs spécifiques en découlent :

1. Développer un modèle numérique d'un épaule sain et d'un épaule ayant un FPH à plusieurs parts.

2. Tester et confronter *in silico* les différents distributions de contraintes et des déformations au niveau de l'épaule pendant des activités physiologiquement normales telles qu'une abduction/adduction et une rotation extérieur/intérieur.

3. Valider l'approche des tests physiologiques en mettant en place une système qui émule les conditions des mouvements de l'épaule dans une FPH avec et sans le CIM.

3.1 Développement du modèle numérique

Afin de mettre en place un modèle numérisé de l'épaule plutôt standardisé, l'utilisation d'une base de données médicale est envisagé . Le premier pas consiste à segmenter les structures anatomiques nécessaires pour ensuite obtenir une série des courbes de niveau qui entourent les tissus concernés. Puis, une étape de création d'une maillage triangulaire à l'aide d'un algorithme des carrés marchants est considéré pour finalement créer un maillage volumique à des éléments finis. Cette opération se répète pour chaque niveau de tissu. Pour notre cas, les structures segmentés ont été l'os humérale (les niveaux trabéculaire, corticale et sous-chondrale), l'os scapulaire, l'os claviculaire, les tissus cartilagineux (notamment le bourrelet glenoïdien), la coiffe des rotateurs (et ses quatre muscles) et le deltoïdes. Nous avons repris la génération des courbes de niveau d'un travail précédent [7]. Puis, nous avons transformé l'ancien format numérique des courbes à un format plus moderne à l'aide d'un *script* conçu spécialement pour ce but. Les courbes ont été ensuite importés sous un logiciel de code libre nommé 3D-Slicer. Sous ce logiciel, nous avons récréé les surfaces des structures concernés à l'aide d'un maillage triangulaire. Étant une procédure quasi-automatique, elle ne s'est pas rélevé sans erreurs géométriques à corriger manuellement, sous un logiciel commercial nommé Hypermesh. Ce logiciel se spécialise dans la création des maillages, nous avons donc décidé d'y effectuer l'étape de la création du maillage volumique.

Il existe plusieurs façons de partitioner un solide et donc de concevoir le maillage volumique. Une manière très efficace consiste à se servir des mailleurs automatiques qui privilègent les éléments finis tétrahèdriques (parfois appélés également comme tétras). En générale, les tétras ne bénéficient pas de la même réputation que les éléments héxaèdriques (ou héxas) puisque ces derniers ont géométriquement un comportement plus stable et mécaniquement plus proche à celui observé dans les essaies physiques sans pour autant avoir une si grande dépendance de la résolution du maillage par rapport aux tétras. Néanmoins, l'évolution de la capacité numérique a permit qu'un maillage conçu en tétras suffisamment raffiné puisse fournir une réponse mécanique avec une erreur quasi négligeable contre un maillage héxa . Cela ne vient cependant pas sans un prix à payer : les simulations numériques en tétras sont nettement plus consumatrices des ressources computationnelles que les simulations en héxas.

En faisant un bilan des avantages et des inconvénients pour chaque type de maillage, nous avons donc pris la décision d'utiliser un mailleur volumique quasi-automatique du logiciel Hypermesh, ce qui limite l'utilisation des éléments que de type tétraèdrique. Après la phase de répartion des surfaces issues du premier maillage surfacique, nous avons lancé donc le procès du maillage volumique dans chaque domaine, dont les différentes couches osseuses et cartilagineuses, et pour en finir, nous avons optimisé automatiquement la qualité des éléments finis, en cotrôlant notamment les angles des tetras pour éviter surtout des éléments applatis ou trop étendus (ce qui engendre une maillage de mauvais qualité donc une plus forte chance d'une solution divérgente).

3.2 Tests *in silico*

Pour valider le maillage et choisir une taille caractéristique des éléménts à utiliser, nous avons conçu une batterie des tests ayant pour objectif la variation de la taille des éléments finis toujours en utilisant le même approche générateur du maillage. Il fait souligner que tout le travail qui comprend le maillage a été réalisé sous

Les charges mécaniques à simuler ont été choisi pour émuler une mouvement d'abduction à 90°, les lignes d'action musculaires étant définis ailleurs [11]. Typiquement sur la tête humérale, les muscles agissent sous la forme de traction, très similaire à l'action d'un sangle qui tire. La congruence établie entre l'humérus et la scapula grâce aux cartilages permet par la suite de bouger l'humérus en guise d'une articulation sphérique. Cela nous a amené en conséquence à émuler les actions musculaires à l'aide des « cordes virtuelles ». Pour prouver que la méthode de la de est approprié pour nos besoins, nous avons conçu une batterie de tests qui comprend 4 étapes :

1. Validation de la corde virtuelle.
2. Convergence de la taille et ordre des éléments du maillage.
3. Abduction de l'humerus non fracturé.
4. Abduction de l'humerus fracturé.

Pour la première étape, un maillage aux éléments unidimensionnels répresentant une corde a été dessiné. Chaque élément est doublé, toujours en gardant les mêmes nœuds (donc même localisation spatiale), afin de pouvoir leur attribuer deux propriétés différents : celles d'une chaîne ou barre (TRUSS) ne transmettant pas des moments angulaires, et celles d'une pôutre mou (BEAM). Les caractéristiques mécaniques de la corde répresentée ont été obtenues grâce aux essais mécaniques en traction, sous la forme d'un module homogène de Young.

Pour la deuxième étape, au vu de la méthode de maillage tétraèdrique semi-automatique utilisé, nous avons changé à plusieurs reprises la taille caractéristique des éléments, les faisant varier de 0.5mm à 2.5mm, afin de changer la finesse totale de la maille volumique. Les éléments choisis étaient de premier ordre (TETRA4) et de deuxième ordre (TETRA20). Puis ensuite, une même charge mécanique sous les mêmes conditions de frontière a été appliqué à l'ensemble des humérus ayant des éléments de taille caractéristique différent, afin de comparer sa réponse mécanique globale à travers la raideur du maillage.

Enfin pour la troisième et quatrième étape, des solicitations mécaniques issues de [11] et de [12]ont été appliqués pour les cas d'un humérus sain aisi que pour un FPH avec le CIM Aequalis, afin de faire une comparative en terme de contraintes et de déformations.

3.3 Validation *ex vivo*

Afin de prouver la validité du modèle *in silico*, nous avons eu recours à un montage expérimentale conçu dans le laboratoire, et dont son objectif est d'évaluer la fidélité du modèle numérique en termes de distribution de déformations et de déplacements surfaciques grâce aux techniques de la stéréo-corrélation digital des images (SCDI). En effet, la technique SCDI permet dans un cadre physique de récupérer des informations dûes aux sollicitations mécaniques telles que les déplacements et les déformations sur un région d'intérêt (ROI) en se servant des images acquis par deux caméras disposés en configuration stéréo, comme plusieurs travaux le montrent [13, 14].

Le montage consiste donc en un système qui se fixe sur une machine d'essais universelles, et qui permet de bloquer un segment proximal d'un humérus humain (artificiel ou vrai), lequel pourrait être solicité de différentes manières :

- En pure compression (en appuyant directement sur la tête).
- En pure traction (à travers l'étirement d'une sangle/tendon directement attaché à l'os)

- En traction mixte (même cas d'étirement sur une sangle/tendon mais avec la tête supporté passivement)

Quant au système SCDI, il consiste en deux caméras supportés par un tripied en configuration stéréo (c'est-à-dire, les deux objectifs, separés une quelconque distance, se fixant sur un même point-repère), et une acquisition synchronisé des images pendant la durée de l'essai mécanique. Un mouchetis est appliqué sur la surface de l'objet solicité. Les points aléatoires dessinés par ce mouchetis, lequel est peint grâce à l'application de peinture en bombe, sont suivis pendant l'enregistrement des images afin de calculer un déplacement rélatif et donc ainsi, une déformation surfacique. Les travaux de [14] montrent clairement l'application de la technique citée.

Donc pour notre validation, une cohorte de 15 humérus en sawbones de 4ème génération ont été distribués en trois échantillos de 5 éprouvettes, à savoir :

- Essai en pure traction, os sans fractures, 10 mm de déplacement à 4 mm/min.
- Essai en traction mixte, os fracturé en 4 parts, CIM installé, 20 mm de déplacement à 4 mm/min.
- Essai en pure compression, os fracturé en 2 parts avec ostéotomie cunéiforme, CIM installé, 4 mm de déplacement à 4 mm/min.

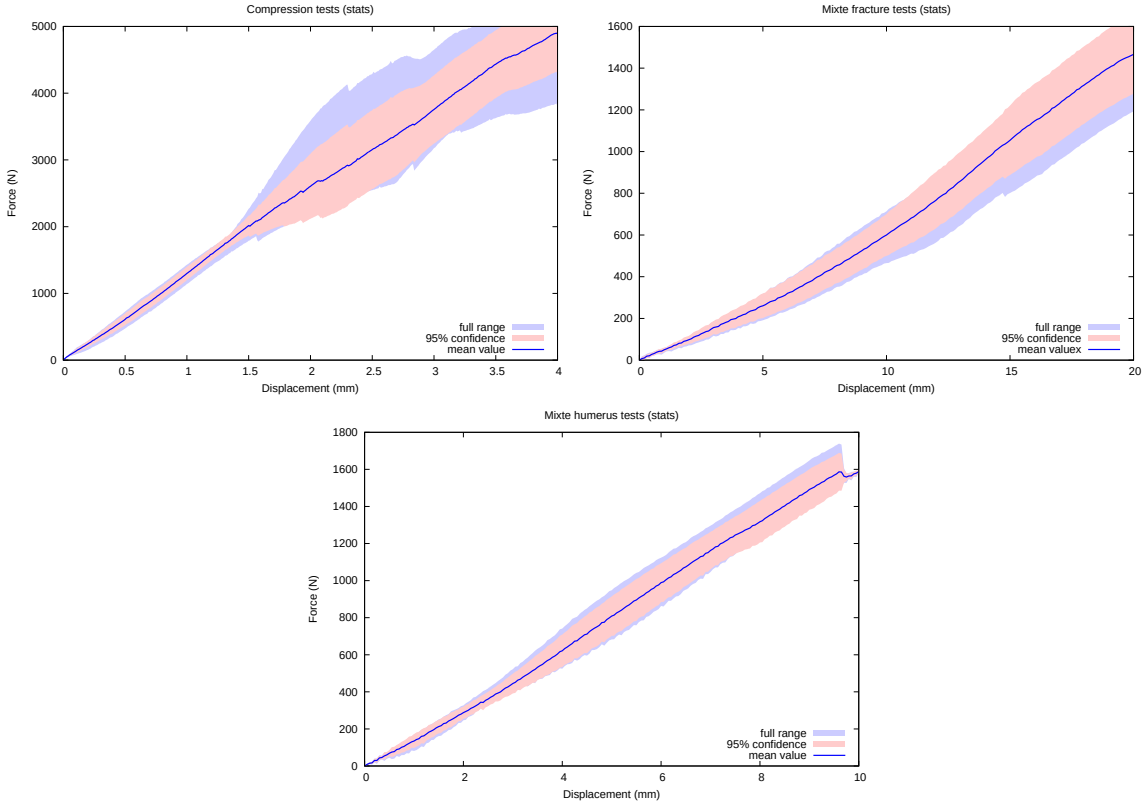
Le protocole à suivre consiste en la préparation d'un segment proximal d'environ 18 cm d'humérus artficiel coupé à la scie et avec un mouchetis sur la face antérieur du plan sagital. Les essais en compression et mixte nécessitent de la découpe également à la scie des fragments simulant une fracture en 2 ou en 4 parts, puis l'installation du CIM Aequalis en suivant la notice du fournisseur. Le bout distal de l'os est ensuite posé sur le seau en acier inoxidable du montage personnalisé et une couche d'environ 100 gr de PMMA est coulé et polymérisé. Cela assure la fixation distale de l'os, selon les protocoles de [12, 15, 1]. Préalable au démarrage de l'essai, une précharge de 10 N est appliqué, puis la machine tarée et l'essai lancé. L'aquisition des images se fait de manière simultanée au démarrage de l'essai.

4 Résultats

Les résultats de l'essais en compression montrent une raideur global du système d'environ 1350 N/mm, laquelle est supérieur à celles reportés en [16], avec un essais sous conditions similaires. La rupture au niveau du vis posé dans la grande tubérosité se fait à environ 2 mm de déplacement de la machine, avec des valeurs de déformation qui circondent le 1,7% le .

Les essais en traction mixte ne montrent pas de rupture, et ce malgré le grand déplacement qui est majoritairement supporté par le sangle, même si des déplacement relatif entre les fragments est supérieur à 2 mm. Une raideur d'environ 70 N/mm est enregistré, laquelle est supérieur à celle reporté par [1], mais bien au-dessous de celle acquis par [12, 15].

Enfin les essais sur l'humérus sain montrent une valeur de raideur similaire à celle de l'essai en traction mixte (environ 100 N/mm). Une régime totalement élastique est affiché.



5 Travail à faire

Les essais *ex vivo* montrent des caractéristiques qui sont comparables à celles reportées dans la littérature, mais rappelons que ces essais ont pour vocation de faire une comparative avec les essais *in silico*, afin de valider le modèle numérique et poursuivre l'exploration de plusieurs autres cas cliniques d'intérêt pour le CIM en question. Or, des essais numériques sont encore nécessaires, à savoir, ceux avec des conditions de frontière et de solicitations mécaniques identiques par apport aux essais *ex vivo* et puis ensuite, des essais avec des solicitations outres que l'effort d'abduction appliqué sur l'humérus, à plusieurs angles.

References

[1] P. Clavert, A. Hatzidakis, and P. Boileau, "Anatomical and biomechanical evaluation of an intramedullary nail for fractures of proximal humerus fractures based on tuberosity fixation," *Clinical Biomechanics*, vol. 32, pp. 108–112, 2016.

[2] G. Wang, Z. Mao, L. Zhang, L. Zhang, Y. Zhao, P. Yin, L. Gao, P. Tang, and H. Kang, "Meta-analysis of locking plate versus intramedullary nail for treatment of proximal humeral fractures," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 10, no. 1, p. 122, 2015.

[3] S. M. Perren, "Evolution of the internal fixation of long bone fractures: The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 84, pp. 1093–1110, nov 2002.

[4] L. E. Claes and C. A. Heigele, "Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing," *Journal of Biomechanics*, vol. 32, no. 3, pp. 255–266, 1999.

[5] G. Konrad, L. Audigé, S. Lambert, R. Hertel, and N. P. Südkamp, "Similar outcomes for nail versus plate fixation of three-part proximal humeral fractures," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 470, no. 2, pp. 602–609, 2012.

[6] Y. K. Zhang, H. W. Wei, K. P. Lin, W. C. Chen, C. L. Tsai, and K. J. Lin, "Biomechanical effect of the configuration of screw hole style on locking plate fixation in proximal humerus fracture with a simulated gap: A finite element analysis," *Injury*, vol. 47, no. 6, pp. 1191–1195, 2016.

[7] P. Clavert, M. Zerah, J. Krier, P. Mille, J. F. Kempf, and J. L. Kahn, "Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: Comparison of young and osteoporotic bone," *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 28, no. 6, pp. 581–587, 2006.

[8] V. Astier, *Un Modele Elements Finis De L'epaule : Du Traumatisme A La Rehabilitation*. PhD thesis, Université de la Mediterranée, 2010.

[9] E. Schileo, E. DallAra, F. Taddei, A. Malandrino, T. Schotkamp, M. Baleani, and M. Viceconti, "An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 11, pp. 2483–2491, 2008.

[10] F. Vandenbulcke, "On the Mechanical Characterization of Human Humerus using Multiscale Continuum Finite Element Model," *IRCOBI Conference 2012*, pp. 598–609, 2012.

[11] D. C. Ackland and M. G. Pandy, "Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature," pp. 184–197, 2009.

[12] S. Brianza, M. Plecko, B. Gueorguiev, M. Windolf, and K. Schwieger, "Biomechanical evaluation of a new fixation technique for internal fixation of three-part proximal humerus fractures in a novel cadaveric model," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, no. 9, pp. 886–892, 2010.

[13] M. Palanca, G. Tozzi, and L. Cristofolini, "The use of digital image correlation in the biomechanical area: A review," *International Biomechanics*, vol. 3, no. 1, pp. 1–21, 2016.

[14] L. Grassi and H. Isaksson, "Extracting accurate strain measurements in bone mechanics: A critical review of current methods," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 50, pp. 43–54, 2015.

[15] S. Rothstock, M. Plecko, M. Kloub, D. Schiuma, M. Windolf, and B. Gueorguiev, "Biomechanical evaluation of two intramedullary nailing techniques with different locking options in a three-part fracture proximal humerus model," *Clinical Biomechanics*, vol. 27, no. 7, pp. 686–691, 2012.

[16] Z. M. Maldonado, J. Seebeck, M. O. W. Heller, D. Brandt, P. Hepp, H. Lill, and G. N. Duda, "Straining of the intact and fractured proximal humerus under physiological-like loading," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 12, pp. 1865–1873, 2003.