

---

## Élaboration de biomatériaux céramiques optimisés pour l'ingénierie tissulaire osseuse

Amandine Magnaudeix et Julie Usseglio-Grosso

---



### Édition électronique

URL : <https://journals.openedition.org/mimmoc/9667>

DOI : 10.4000/mimmoc.9667

ISSN : 1951-6789

### Éditeur

Université de Poitiers

Ce document vous est offert par Université de Poitiers



### Référence électronique

Amandine Magnaudeix et Julie Usseglio-Grosso, « Élaboration de biomatériaux céramiques optimisés pour l'ingénierie tissulaire osseuse », *Mémoire(s), identité(s), marginalité(s) dans le monde occidental contemporain* [En ligne], 26 | 2021, mis en ligne le 16 décembre 2021, consulté le 05 juin 2023. URL : <http://journals.openedition.org/mimmoc/9667> ; DOI : <https://doi.org/10.4000/mimmoc.9667>

---

Ce document a été généré automatiquement le 16 février 2023.



Creative Commons - Attribution 4.0 International - CC BY 4.0  
<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

---

# Élaboration de biomatériaux céramiques optimisés pour l'ingénierie tissulaire osseuse

Amandine Magnaudeix et Julie Usseglio-Grosso

---

## Introduction

- 1 Le mot prothèse est souvent associé à une réhabilitation de l'os (prothèses de hanche, de genoux, etc.). Il s'agit d'un dispositif médical exogène introduit de manière pérenne dans l'organisme afin de combler ou de remplacer un tissu endommagé. Le matériau la constituant est qualifié de biomatériau, ce mot définissant tout objet ou substance implanté durablement dans l'organisme, qu'il soit d'origine vivante (greffe), naturelle (e.g. corail) ou synthétique. Les biomatériaux peuvent donc aussi être utilisés pour l'élaboration d'autres types de dispositifs médicaux implantés durablement, qu'ils soient à visée diagnostique, réhabilitatrice ou substitutive :
  - Remplacement de valves cardiaques,
  - Dispositifs d'injection pour les chimiothérapies (boîtiers de perfusion),
  - Implants dentaires,
  - Matériau de comblement osseux...
- 2 Ces biomatériaux doivent donc, dans leur conception être pensés pour interagir avec le tissu vivant et posséder des propriétés dites « biologiques ». La première de ces propriétés, minimale et essentielle, est la **biocompatibilité**. Autrement dit le matériau ne doit pas présenter de toxicité pour le tissu hôte, ni induire de réaction non désirée et/ou négative.
- 3 Nous nous intéresserons ici uniquement aux biomatériaux destinés à des applications en rapport avec le squelette et les os qui le composent. L'os est un tissu fascinant. Il peut être lui-même considéré comme étant un matériau composite. À la fois vivant par les cellules et leurs sécrétions, qui le constituent et conditionnent son existence, il est minéral par le phosphate de calcium déposé autour de ces dernières lui conférant ses

propriétés de « tissu dur ». Le squelette est un organe qui remplit plusieurs fonctions importantes pour l'organisme, il participe à la fonction de locomotion des organismes vertébrés. Il a un rôle de protection des organes vitaux (cerveau et moelle épinière pour le crâne et la colonne vertébrale ; appareil cardio-respiratoire en ce qui concerne la cage thoracique). Enfin, il participe activement au contrôle, à l'échelle de l'organisme, du maintien et de la régulation des stocks de minéraux, dont le calcium, essentiel pour le fonctionnement des cellules. Cet organe unique est capable de se régénérer totalement. En effet, suite à une lésion, le tissu cicatriciel formé, vivant et minéral, est parfaitement identique au tissu originel.

## Les biomatériaux, définition et bref historique

- 4 L'utilisation de matériaux exogènes, autrement dit de biomatériaux pour la réparation de l'os remonte à la préhistoire et à l'Antiquité<sup>1</sup>. Les matériaux alors utilisés étaient d'origine naturelle, comme le bois ou des métaux comme l'or. Des crânes datant de l'époque précolombienne prouvent l'existence de pratiques telles que la chirurgie crânienne et de cranioplasties avec implantation de matériaux exogènes tels que des plaques d'or. Sur certains crânes, une cicatrisation osseuse autour du matériau implanté prouve la survie du patient et le succès de l'intervention<sup>2</sup>. Au XVI<sup>e</sup> siècle, au Mexique, l'utilisation de racines insérées dans la moelle osseuse pour le traitement de fractures avec complications a été décrite par Bernardino de Sahagún dans *L'Histoire générale des choses de la Nouvelle Espagne* sur la base de renseignements récoltés auprès de médecins autochtones<sup>3</sup>. La première documentation d'une greffe osseuse est attribuée au médecin néerlandais Job van Meekeren. Il a greffé un soldat russe avec un greffon d'origine canine en 1668, le patient ayant été excommunié suite à cette opération<sup>4</sup>. L'étude de la greffe osseuse a ensuite réellement débuté à la fin du XVIII<sup>e</sup> siècle faisant suite à une meilleure compréhension de la biologie de l'os<sup>5</sup>.
- 5 La première guerre mondiale et ses conséquences pour de nombreux soldats dans les tranchées ont marqué un tournant pour la chirurgie moderne, puisqu'elle constitue le point de départ de la chirurgie maxillo-faciale et de la chirurgie reconstructive, principalement sur le plan esthétique afin de rendre un visage aux « gueules cassées ».
- 6 La chirurgie de réhabilitation fonctionnelle est plus récente. Les premiers essais d'implantation de prothèse de hanche remontent à la fin du XIX<sup>e</sup> siècle avec les travaux de T. Gluck et J. Péan. Les prothèses de hanche développées après la seconde guerre mondiale utilisaient des matériaux permettant de restaurer la fonction mécanique de l'os<sup>6</sup>.
- 7 Dans le contexte de médecine régénératrice osseuse, plusieurs générations de biomatériaux ont été développées et sont utilisées. Ainsi, une première génération de biomatériaux (développée à partir des années 1940), inertes sur le plan biologique (pas d'effet sur les tissus et les cellules de l'organisme hôte), biocompatibles, a été dans un premier temps utilisée. Ces matériaux permettent de remplacer les fonctions mécaniques de l'os manquant. Ils peuvent être de différentes natures :
  - Métallique (p. ex. alliages de chrome-cobalt-molybdène, alliages de nickel plus utilisés de nos jours du fait de leur allergénicité) ;
  - Céramiques (p. ex. alumine - oxyde d'aluminium) ;
  - Polymérique (polyméthylmétacrylate, polyéthylène, polyester...).

- 8 Une seconde génération de matériaux a ensuite vu le jour (années 1980). Les matériaux de seconde génération sont essentiellement des céramiques et des verres. Ces matériaux ont la capacité d'interagir avec l'organisme. Ils sont dits bioactifs.
- 9 Ces matériaux de seconde génération sont bioactifs par le fait qu'ils sont capables de se dégrader, par dissolution et résorption ostéoclastique (les ostéoclastes sont les cellules responsables de la résorption osseuse), lorsqu'ils sont implantés dans l'organisme : ils peuvent être **biorésorbables**. On compte parmi eux les céramiques à base de phosphate de calcium (CPC) comme l'hydroxyapatite (HA), bioactive non résorbable, ou le phosphate tricalcique (TCP), résorbable, et des bioverres.

## Les matériaux actuellement implantés

- 10 Les conditions indispensables à la cicatrisation osseuse ont été conceptualisées par P. Giannoudis sur la base de la biologie du tissu osseux<sup>7</sup>. Elles consistent en la nécessité de la présence d'un environnement mécaniquement stable (matrice), de cellules ostéogéniques (précurseurs ou cellules souches), d'une matrice **ostéoconductrice** (cette propriété se réfère à la capacité des matériaux à pouvoir être colonisés par les cellules sans que cela n'interfère avec leur physiologie normale : les progéniteurs des cellules peuvent adhérer, proliférer et se différencier à leur surface) et d'un stimulus **ostéoinducteur** (c'est-à-dire un signal provoquant le recrutement et la différenciation de précurseurs en cellules osseuses matures fonctionnelles). Par conséquent, le matériau implanté doit idéalement être biocompatible, ostéoconducteur et ostéoinducteur. De plus, sa vascularisation est une condition *sine qua non* pour la réparation tissulaire osseuse. En effet, la circulation sanguine permet l'oxygénation des tissus, le transport de molécules actives de communication entre les cellules (facteurs de croissance), l'apport de précurseurs cellulaires et l'élimination des déchets issus du métabolisme.
- 11 Rapidement vascularisée, ostéoconductrice, ostéoinductrice et contenant des cellules ostéogéniques, l'autogreffe d'ostéoblaste, partie interne de l'os, poreuse, reste la meilleure solution mais présente d'importantes limitations en lien avec la quantité de greffon disponible, la morbidité supplémentaire liée au prélèvement d'os au niveau du site donneur. L'utilisation d'os de banque (os privé de sa composante vivante), donc en provenance d'un donneur (ou allogreffe) est également une pratique couramment utilisée mais avec une efficacité moindre. Il existe une troisième catégorie de greffe, la xélogreffe ou greffe de minéral osseux prélevé sur une espèce différente de l'espèce humaine (ex : porc, bœuf) sous la forme de dispositifs médicaux normés (Bio-OSS®, granulés produits à partir de minéral osseux bovin). Allogreffe et xélogreffe présentent également des risques, en particulier de rejet et infectieux et ne permettent pas le traitement de défauts de grande taille. De plus, l'absence de vascularisation augmente le risque d'échec de l'intervention. Ces limites motivent le recours aux substituts osseux synthétiques.
- 12 Actuellement, des matériaux appartenant aux deux premières générations sont utilisés en médecine. En fonction du contexte clinique dans lequel se trouve le patient, les applications seront différentes et le choix d'un matériau par rapport à l'autre reposera sur celui-ci.

- 13 Les CPC sont utilisées en médecine osseuse depuis le début des années 1980 sous différentes formes pour le comblement de défauts osseux. L'émergence de nouveaux procédés de conception et de fabrication additive assistées par ordinateur permettant de mettre en forme des architectures complexes a conduit à de nouvelles applications pour ces matériaux. Ces procédés sont notamment la (micro) stéréolithographie qui consiste en la mise en forme couche par couche de la pièce à partir d'un modèle informatique et l'extrusion ou *robocasting* qui s'apparente à de l'impression en trois dimensions<sup>8</sup>. Ainsi, une étude menée au CHU de Limoges, en collaboration avec des équipes de recherche et l'entreprise 3DCéram, a conduit à la mise en place chez plusieurs patients d'implants crânio-faciaux en céramique à base d'hydroxyapatite<sup>9</sup>. Ces patients souffraient de pertes osseuses de grande dimension (supérieure à 100 cm<sup>2</sup>) et de forme complexe. À partir du fichier scanner du patient, un modèle informatique de l'implant est défini, prenant en compte les contraintes liées à la production de matériaux céramiques et la pièce est mise en forme par stéréolithographie. Le résultat est une pièce sur mesure qui peut être implantée. D'un point de vue architectural, les pièces sont denses au centre, afin de posséder une résistance mécanique suffisante, et poreuses sur le pourtour afin de défavoriser l'ostéointégration de l'implant par la colonisation des cellules de l'os au contact. Une étude rétrospective portant sur les résultats obtenus suite à l'implantation de 19 patients a permis de mettre en évidence que 72,2 % de ceux-ci présentaient une fusion totale de l'os concerné avec l'implant. La protection du cerveau a permis une récupération neurologique tout en assurant un résultat esthétique totalement satisfaisant<sup>10</sup>.

## Vers un biomatériau idéal : objectifs et challenges

- 14 Les propriétés des matériaux utilisés actuellement ne sont pas satisfaisantes pour répondre à l'ensemble des besoins de reconstruction osseuse. L'amélioration de leurs performances biologiques est nécessaire pour en étendre le champ d'applications. Par exemple, les céramiques poreuses en HA sont faiblement vascularisées et les tissus néo-formés ne peuvent coloniser que quelques millimètres à centimètres sur le pourtour du matériau avec un très faible taux de pénétration.
- 15 La recherche de nouveaux biomatériaux, basée sur ces constats associés à d'autres liés à une meilleure compréhension de la biologie du tissu osseux conduit au développement d'une troisième génération de dispositifs implantables bioactifs où le mot activité prend tout son sens puisque ces matériaux seraient à même de stimuler ou d'induire une réponse des cellules du receveur afin d'optimiser le processus de réparation et régénération des tissus. Il serait possible de conférer ces propriétés biologiques aux matériaux en les liant avec des molécules biologiquement actives (p. ex. facteurs de croissance). Idéalement encore, ces biomatériaux seraient biorésorbables à une vitesse contrôlée afin d'être, à terme, totalement remplacés par de l'os néo-formé.
- 16 Dans le cas des CPC, différentes stratégies peuvent être mises en place afin d'améliorer les propriétés biologiques de ces matériaux en modifiant une ou plusieurs de leurs propriétés physico-chimiques. En effet, les cellules, à leur échelle d'unité composant l'organisme vivant, sont sensibles à leur environnement quelles que soient leur échelle et leur nature, chimique ou physique. Ainsi, il est possible d'agir sur la composition chimique des CPC en intégrant dans la structure cristalline des phosphates de calcium d'éléments connus pour leur action positive sur les cellules composant le tissu osseux.

De nombreux exemples de l'utilisation de cette stratégie sont retrouvés dans la littérature où des éléments tels que le strontium, le magnésium, le silicium, les carbonates, etc. sont étudiés à cette fin. Sur le plan de l'environnement physique, le fait de réaliser des matériaux poreux avec des pores d'une taille micrométrique facilite la réponse cellulaire. La présence de pores de plus grande taille (aux alentours du demi-millimètre) facilite la pénétration des tissus de l'hôte dans la masse du biomatériau. Or, les cellules sont sensibles à la géométrie de ces pores. Des travaux menés récemment au laboratoire ont permis de montrer *in vitro* que les cellules osseuses colonisent plus facilement les pores de géométrie dont la section présente des angles aigus et aucun angle sortant (triangulaire ou rhomboïdale). Ils viennent confirmer une autre étude réalisée sur un modèle animal, le tissu membranaire annexe de l'embryon de poulet, permettant l'analyse de la colonisation vasculaire, qui montre que les vaisseaux sanguins réagissent de la même manière<sup>11</sup>. Ce comportement, à l'échelle cellulaire, a été précédemment modélisé mathématiquement<sup>12</sup>. La compréhension fine des mécanismes régissant ce phénomène pourra aider au développement de matériaux optimisés.

## Conclusion

- 17 La recherche permettant le développement de biomatériaux destinés à la médecine régénérative osseuse est une discipline très dynamique en pleine évolution. Des stratégies rationnelles basées sur une compréhension fine des interactions existant entre la matière et le tissu vivant sont primordiales. La maîtrise de la production, de la composition chimique à la structure des matériaux utilisés, est évidemment indispensable. La prise en compte de paramètres liés à la complexité du vivant, à la multiplicité et à la différence des comportements des cellules qui le composent est aussi nécessaire. L'ensemble de ce développement repose donc sur l'existence d'un dialogue constant et d'une synergie entre chercheurs de différentes disciplines et démontre la transdisciplinarité et le dynamisme de ce sujet.

---

## BIBLIOGRAPHIE

Bidan, C. M., Kommareddy, K. P., Rumpler, M., Kollmannsberger, P., Bréchet, Y. J. M., Fratzl, P. et Dunlop, J. W. C. « How Linear Tension Converts to Curvature : Geometric Control of Bone Tissue Growth », *PLoS ONE*, 7 n° 5, 2012a, p. e36336.

Bidan, C. M., Kommareddy, K. P., Rumpler, M., Kollmannsberger, P., Bréchet, Y. J. M., Fratzl, P. et Dunlop, J. W. C. « Geometry as a Factor for Tissue Growth : Towards Shape Optimization of Tissue Engineering Scaffolds », *Advanced Healthcare Materials*, n° 2, 2012b, p. 186-194.

Brie, J., Chartier, T., Chaput, C., Delage, C., Pradeau, B., Caire, F., Boncœur, M.-P. et Moreau, J.-J. « A new custom made bioceramic implant for the repair of large and complex craniofacial bone defects », *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, n° 41, 2013, p. 403-407.

- Champion, E., Magnaudeix, A., Pascaud-Mathieu, P., et Chartier, T. « Advanced processing techniques for customized ceramic medical devices », in Palmero, Paola, De Barra, Eamonn, Cambier, Francis (éds), *Advances in Ceramic Biomaterials. Materials, Devices, and Challenges*, Elsevier, 2017, p. 433-468.
- Delaporte, F. « Theories of osteogenesis in the eighteenth century », *Journal of the History of Biology*, n° 16, 1983, p. 343-360.
- Fischer, L.-P., Planchamp, W., Fischer, B. et Chauvin, F. « Les premières prothèses articulaires de la hanche chez l'homme (1890-1960) », *Histoire des Sciences Médicales*, n° 34, 2000, p. 57-70.
- Giannoudis, P. V., Einhorn, T. A. et Marsh, D. « Fracture healing : the diamond concept », *Injury*, n° 38, suppl. 4, 2007, p. S3-S6.
- Giannoudis, P. V., Jones, E. et Einhorn, T. A. « Fracture healing and bone repair », *Injury*, n° 42, 2011, p. 549-550.
- Knychala, J., Bouropoulos, N., Catt, C. J., Katsamenis, O. L., Please, C. P. et Sengers, B. G. (2013). « Pore Geometry Regulates Early Stage Human Bone Marrow Cell Tissue Formation and Organisation », *Annals of Biomedical Engineering*, n° 41, 2013, p. 917-930.
- Magnaudeix, A., Usseglio, J., Lasgorceix, M., Lalloue, F., Damia, C., Brie, J., Pascaud-Mathieu, P. et Champion, E. « Quantitative analysis of vascular colonisation and angio-conduction in porous silicon-substituted hydroxyapatite with various pore shapes in a chick chorioallantoic membrane (CAM) model », *Acta Biomaterialia*, n° 38, 2016, p. 179-189.
- Marino, R. et Gonzales-Portillo, M. « Preconquest Peruvian Neurosurgeons : A Study of Inca and Pre-Columbian Trephination and the Art of Medicine in Ancient Peru », *Neurosurgery*, n° 47, 2000, p. 940-950.
- Older, M. W. J. *Bone Implant Grafting*, London, Springer, 1992.
- Rumpler, M., Woesz, A., Dunlop, J. W., van Dongen, J. T. et Fratzl, P. « The effect of geometry on three-dimensional tissue growth », *Journal of The Royal Society Interface*, n° 5, 2008, p. 1173-1180.
- Sahagún, B. *Histoire générale des choses de la Nouvelle Espagne par le R. P. Fray Bernardino de Sahagun ; traduite et annotée par D. Jourdanet et par Rémi Siméon*, Paris, Masson, 1880.
- Usseglio, J. *Reconstruction des pertes de substances osseuses cranio-faciales au moyen d'un implant sur mesure en hydroxyapatite : une série de 19 cas*, thèse d'exercice, Université de Limoges, 2015.
- Winkler, T., Sass, F. A., Duda, G. N. et Schmidt-Bleek, K. « A review of biomaterials in bone defect healing, remaining shortcomings and future opportunities for bone tissue engineering », *Bone & Joint Research*, n° 7, 2018, p. 232-243.

## NOTES

1. Winkler, T., Sass, F. A., Duda, G. N. et Schmidt-Bleek, K. « A review of biomaterials in bone defect healing, remaining shortcomings and future opportunities for bone tissue engineering », *Bone & Joint Research*, n° 7, 2018, p. 232-243.
2. Marino, R. et Gonzales-Portillo, M. « Preconquest Peruvian Neurosurgeons : A Study of Inca and Pre-Columbian Trephination and the Art of Medicine in Ancient Peru », *Neurosurgery*, n° 47, 2000, p. 940-950.
3. Sahagún, B. *Histoire générale des choses de la Nouvelle Espagne par le R. P. Fray Bernardino de Sahagun ; traduite et annotée par D. Jourdanet et par Rémi Siméon*, Paris, Masson, 1880.
4. Older, M. W. J. *Bone Implant Grafting*, London, Springer, 1992.

5. Delaporte, F. « Theories of osteogenesis in the eighteenth century », *Journal of the History of Biology*, n° 16, 1983, p. 343-360.
6. Fischer, L.-P., Planchamp, W., Fischer, B. et Chauvin, F. « Les premières prothèses articulaires de la hanche chez l'homme (1890-1960) », *Histoire des sciences médicales*, n° 34, 2000, p. 57-70.
7. Giannoudis, P. V., Einhorn, T. A. et Marsh, D. « Fracture healing : the diamond concept », *Injury*, n° 38, suppl. 4, 2007, p. S3-S6 ; Giannoudis, P. V., Jones, E. et Einhorn, T. A. « Fracture healing and bone repair », *Injury*, n° 42, 2011, p. 549-550.
8. Champion, E., Magnaudeix, A., Pascaud-Mathieu, P., et Chartier, T. « Advanced processing techniques for customized ceramic medical devices », in Palmero, Paola, De Barra, Eamonn, Cambier, Francis (éds), *Advances in Ceramic Biomaterials. Materials, Devices, and Challenges*, Elsevier, 2017, p. 433-468.
9. Brie, J., Chartier, T., Chaput, C., Delage, C., Pradeau, B., Caire, F., Boncœur, M.-P. et Moreau, J.-J. « A new custom made bioceramic implant for the repair of large and complex craniofacial bone defects », *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, n° 41, 2013, p. 403-407.
10. Usseglio, J. *Reconstruction des pertes de substances osseuses cranio-faciales au moyen d'un implant sur mesure en hydroxyapatite : une série de 19 cas*, thèse d'exercice, Université de Limoges, 2015.
11. Magnaudeix, A., Usseglio, J., Lasgorceix, M., Lalloue, F., Damia, C., Brie, J., Pascaud-Mathieu, P. et Champion, E. « Quantitative analysis of vascular colonisation and angio-conduction in porous silicon-substituted hydroxyapatite with various pore shapes in a chick chorioallantoic membrane (CAM) model », *Acta Biomaterialia*, n° 38, 2016, p. 179-189.
12. Rumpler, M., Woesz, A., Dunlop, J. W., van Dongen, J. T. et Fratzl, P. « The effect of geometry on three-dimensional tissue growth », *Journal of The Royal Society Interface*, n° 5, 2008, p. 1173-1180 ; Bidan, C. M., Kommareddy, K. P., Rumpler, M., Kollmannsberger, P., Bréchet, Y. J. M., Fratzl, P. et Dunlop, J. W. C. « How Linear Tension Converts to Curvature : Geometric Control of Bone Tissue Growth », *PLoS ONE*, 7 n° 5, 2012a, p. e36336 ; Bidan, C. M., Kommareddy, K. P., Rumpler, M., Kollmannsberger, P., Bréchet, Y. J. M., Fratzl, P. et Dunlop, J. W. C. « Geometry as a Factor for Tissue Growth : Towards Shape Optimization of Tissue Engineering Scaffolds », *Advanced Healthcare Materials*, n° 2, 2012b, p. 186-194 ; Knychala, J., Bouropoulos, N., Catt, C. J., Katsamenis, O. L., Please, C. P. et Sengers, B. G. (2013). « Pore Geometry Regulates Early Stage Human Bone Marrow Cell Tissue Formation and Organisation », *Annals of Biomedical Engineering*, n° 41, 2013, p. 917-930.

## RÉSUMÉS

L'utilisation de biomatériaux en médecine humaine remonte à des temps anciens. Le champ de la recherche et du développement de matériaux innovants se fonde sur des schémas stratégiques rationnels. En se basant sur une meilleure compréhension de la biologie des tissus osseux à l'interface avec les matériaux, l'utilisation de procédés d'élaboration innovants permettront d'accroître les performances applicatives des dispositifs implantables produits.

## INDEX

**Thèmes** : biomatériaux pour la médecine régénérative osseuse, science des procédés et matériaux céramiques, évaluation biologique de biomatériaux

**Mots-clés** : biomatériaux, os, médecine régénérative, phosphate de calcium, céramiques

## AUTEURS

### AMANDINE MAGNAUDEIX

Université de Limoges, CNRS, IRCER (Institut de Recherche sur les Céramiques) UMR 7315  
Amandine Magnaudeix est enseignante-chercheuse en biologie cellulaire à l'Université de Limoges. Elle effectue son activité de recherche dans l'équipe de recherche « Biocéramiques » dirigée par le Professeur Éric Champion à l'IRCER (Institut de Recherche sur les Céramiques) de l'Université de Limoges (UMR CNRS 7315). La thématique centrale de cette équipe de recherche porte sur l'élaboration de céramiques phosphocalciques optimisées pour l'ingénierie tissulaire osseuse. Au sein de cette équipe, la recherche effectuée dans le domaine de la biologie est centrée d'une part sur l'évaluation biologique des matériaux céramiques produits au laboratoire, et d'autre part, sur la compréhension des phénomènes se produisant à l'interface matériaux-tissus vivants.

### JULIE USSEGLIO-GROSSO

Université de Limoges, CNRS, IRCER (Institut de Recherche sur les Céramiques) UMR 7315  
Julie Usseglio-Grosso est chirurgienne dans le service de Chirurgie Maxillo-Faciale, Stomatologie et Chirurgie reconstructrice du CHU de Limoges. En parallèle, elle est étudiante en thèse de doctorat en Sciences de la Vie et de la Santé au sein de l'équipe Biocéramiques de l'IRCER sous la direction d'Amandine Magnaudeix et d'Éric Champion. Son sujet de thèse porte sur l'étude de l'influence de l'architecture de substituts osseux micro-macroporeux en biocéramique mise en forme par fabrication additive sur la vascularisation et l'ostéogenèse.