

Livrable simulation d'escarres du projet MEDICA-KERPAPÉ

Département recherche OUEST – Version novembre 2020

Livrable général du WP Simulation d'escarres projet MEDICA-KERPAPPE

Rédacteur principal		Vérificateur		Approbateur	
Nom : Gillard Prénom : Nicolas Poste :		Nom : Nom Prénom : Prénom		Nom : Nom Prénom : Prénom	
Entité : Altran Technologies		Entité : Entité		Entité : Entité	
Date : Date	Signature : Signature	Date : Date	Signature : Signature	Date : Date	Signature : Signature

Historique des modifications

Version	Date	Auteurs	Commentaires
1	21/04/2020	Gillard Nicolas	Création du document Explications du WP et des premiers résultats
2	12/11/2020	Gillard Nicolas	Ajout des résultats de la version 2 du simulateur.

TABLE DES MATIÈRES

Historique des modifications	3		
1. Introduction	5		
1.1 Objet du document	5		
1.2 Abréviations, glossaire	5		
1.3 Contexte et objectifs du projet MEDICA-KERPAPE	5		
1.4 Les enjeux du WP Simulation d'escarres	6		
2. Analyse de l'existant	7		
2.1 Description de l'existant	7		
2.2 Manques actuels en termes d'état de l'art	8		
2.3 Proposition d'une solution et de ses intérêts	8		
2.4 Difficultés et verrous	8		
3. Démarche du WP Simulation d'escarres	9		
4. Description des résultats obtenus	10		
4.1 Description du modèle	10		
4.2 Impact des épaisseurs de tissu	14		
4.3 Impact des caractéristiques des tissus	18		
		4.4 Impact des seuils de pression pouvant induire la nécrose	18
		4.5 Impact de la pression appliquée	19
		4.6 Étude de la possibilité de détection des conditions à éviter	20
		5. Version 2 du simulateur	24
		5.1 Impact des épaisseurs de tissu	25
		5.2 Impact des caractéristiques des tissus	28
		5.3 Impact des seuils de pression pouvant induire la nécrose	28
		5.4 Impact de la pression appliquée	29
		5.5 Étude de la possibilité de détection des conditions à éviter	30
		6. Version 3 du simulateur	34
		6.1 Impact des caractéristiques des tissus	36
		7. Récapitulatif des actions et avancements	39
		8. Documents utiles	39
		9. Conclusion	40
		10. Bibliographie	41

1. Introduction

1.1 Objet du document

Ce document présente la méthodologie et les résultats obtenus dans le cadre du Work Package (WP) Simulation d'escarres du projet MEDICA-KERPAPÉ du département recherche.

Ce document s'adresse principalement à toute personne menant des recherches sur la formation des escarres à travers des simulations numériques ; ainsi qu'aux pilotes du projet.

Il sert de référence de base pour le projet dans sa globalité et pourra être révisé tout au long de ce dernier.

Ce document donne également un cadre de travail aux collaborateurs Altran se joignant au projet MEDICA-KERPAPÉ afin qu'ils puissent intégrer rapidement et facilement les travaux en cours. L'état d'avancement du WP et les résultats détaillés dans ce document devront être tenus à jour.

Par ailleurs, ce document principal regroupe l'intégralité des liens vers les différents fichiers associés et réalisés au cours de ces travaux ne pouvant pas être intégrés car trop volumineux (cf. partie Récapitulatif des actions et avancements)

Enfin, un tableau (cf. partie document utile), réalisé à la fin de ce document, retrace tous les liens et références des fichiers réalisés dans le cadre de ce projet mais qui traitent d'autres parties (WP, état de l'art...).

Pour gagner en lisibilité, lorsque dans ce document nous ferons appel à un autre document de notre projet (même WP ou WP différent), nous l'annoterons de la façon suivante « **nom du livrable** ».

Par ailleurs, les couleurs de surlignages suivantes seront utilisées :

- **Vert** = partie à modifier suite à des travaux en cours ;
- **Azur** = notes des auteurs du livrable (idées, travaux à faire prochainement, etc.) ;

1.2 Abréviations, glossaire

WP ou workpackage : livrable

1.3 Contexte et objectifs du projet MEDICA-KERPAPÉ

Les escarres touchent en France environ 8% des patients hospitalisés. Ces escarres ont un impact sur les patients, le personnel soignant et la caisse d'assurance maladie (voir « **Etat de l'art escarres.docx** »). C'est dans ce cadre, et en l'absence de méthode fiable pour prévenir l'apparition d'escarre, que le projet MEDIC@-KERPAPÉ a été créé. Le projet est une collaboration entre ALTRAN et le centre mutualiste de Kerpape. Il a pour objectif d'aider à la prévention des escarres et est destiné dans un premier temps à la prévention des escarres chez les blessés médullaires (paraplégiques et tétraplégiques). Cette décision a été prise car l'apparition d'escarres chez les blessés modulaires est plus élevée et que le temps de soin est plus long et donc plus contraignant. Pour ce faire le projet est divisé en 3 WP.

Le premier WP est une étude de statistique sur les conditions favorisant le développement d'escarres. Pour ce faire, nous avons demandé l'accès à des bases de données médicales et utilisé divers méthodes d'études statistiques. Cette étude a pour objectif de mettre en évidence les corrélations entre les différentes conditions médicales des patients et leur probabilité de développer des escarres.

Le deuxième WP présenté dans ce document, a pour objectif de simuler la formation d'escarres afin de mieux comprendre leur mécanisme de formation et les paramètres mesurables nous permettant de détecter les conditions à risques d'escarres. De plus, ce WP permettra de choisir les capteurs et leur répartition qui sont nécessaires à la bonne détection des situations à risque d'escarres. Nous étudierons aussi la possibilité de détecter des escarres déjà formés et en particulier des escarres sous-cutanées

Le troisième WP vise à créer un prototype de capteur permettant la détection de conditions à risques d'escarres. Pour ce faire, nous allons réaliser un capteur permettant la mesure de la pression, du cisaillement, la température et l'humidité au niveau du fessier d'un patient. Ce prototype devra à terme pouvoir donner des instructions, en temps réel, au patient et/ou au personnel soignant sur les actions à mener pour éviter la formation d'escarres.

1.4 Les enjeux du WP Simulation d'escarres

Ce WP a pour objectif de simuler la formation d'escarres afin de mieux comprendre leur mécanisme de formation et les paramètres mesurables nous permettant de détecter les conditions à risque d'escarres. De plus, ce WP pourra permettre de connaître le type de capteurs et leur répartition nécessaires à la bonne détection des situations à risque d'escarres. Nous étudierons aussi la possibilité de détecter des escarres déjà formées et en particulier des escarres sous-cutanées.

2. Analyse de l'existant

2.1 Description de l'existant

Une description de la méthode de simulation utilisée dans ce document est disponible dans le livrable « **Méthode elements finis.docx** ». Cette méthode est appelée méthode des éléments finis et il s'agit de la référence standard pour la modélisation d'efforts mécaniques.

L'état de l'art sur la modélisation du tissu adipeux, ainsi que le muscle, préconise l'utilisation d'un modèle de Moonley Rivlin (Jolivet E., 2007), (M. M. Verver, 2004).

Pour la modélisation de la peau, le même modèle est préconisé (Tran H.V., 2007). Cependant des études récentes montrent que d'autres modèles tels que Ogden et du Bois sont plus fidèles au comportement réel de la peau (Pilarczyk B.M., 2019). Un état de l'art des modèles utilisés pour la modélisation des tissus humains est disponible dans le document « **Méthode elements finis.docx** ».

Il existe actuellement des simulations mécaniques de différentes parties du corps humain (Pilarczyk B.M., 2019), quelques simulations mécaniques du fessier (Beaudette P.-L., 2009), ainsi que des simulations de la formation d'escarres. Cependant, ces dernières ne prennent pas en compte la composante dynamique de la formation des escarres (Gefen A., 2005) ainsi que les différents paramètres influant sur la formation d'escarres décrits dans le document « **Etat de lart escarres.docx** ».

Dans ce document nous détaillons la spécificité de notre simulateur ainsi que les résultats obtenus suite aux différentes simulations. Le simulateur actuellement développé est une première version qui vise à simuler la formation d'escarre de la manière la plus vraisemblable et personnalisable à chaque patient. Dans cette première version de notre simulateur, nous pouvons personnaliser les propriétés mécaniques des différents tissus humains ainsi que leurs épaisseurs afin qu'elles correspondent à celles mesurées sur un patient. Ce simulateur permet d'effectuer la représentation du fessier par la modélisation des tissus humains par des pavés droits et d'une sphère pour l'os. Le poids du patient est simulé par une force appliquée sur l'os qui va se répercuter à travers la surface de contact au muscle puis aux tissus adipeux et enfin à la peau dont la surface inférieure est posée sur une surface immobile. Nous avons considéré que la formation d'escarres était une problématique statique.

Ce simulateur a permis de mettre en évidence que le muscle situé au niveau du fessier possède un rôle d'amortisseur. En effet, nous avons pu constater que plus le muscle est épais plus ce dernier atténue la pression exercée par le poids de la personne sur l'os mis en contrainte. Nous avons donc noté que plus le muscle était épais moins les patients étaient sujets aux escarres.

Ce résultat bien que constaté expérimentalement de manière qualitative n'avait pas encore été quantifié.

Nous avons également testé différentes méthodes de détection des comportements à risque d'escarres et montré que les méthodes de détection de pics de pression au niveau du fessier ne permettaient pas une bonne détection des comportements à risque d'escarres. Nous proposons donc de mesurer les valeurs de température et d'humidité au niveau de la peau du patient afin de mieux détecter ces situations à risque.

Afin de continuer ce travail nous mettrons au point une nouvelle version du simulateur prenant en compte l'aspect dynamique de la formation d'escarres, les géométries des différents tissus humains, ainsi que les paramètres de température et l'humidité.

2.2 Manques actuels en termes d'état de l'art

Actuellement, les connaissances et les simulations réalisées sur les formations d'escarres sont limitées. En effet, les simulations que nous avons pu étudier ne prennent pas en compte la composante dynamique ni les différents mécanismes de formation des escarres. Il n'y a aucune simulation effectuée sur le type de capteur à utiliser afin de prévenir ou de détecter des escarres. Il n'y a pas non plus de simulation réalisée qui prennent en compte les conditions médicales du patient (comme par exemple les maladies telles que le diabète, la paraplégie, etc...) et permettant de connaître les seuils de formation d'escarres en fonction de ces conditions. Il est alors complexe de réaliser des simulations personnalisées sans ses données.

2.3 Proposition d'une solution et de ses intérêts

Pour comprendre l'impact de la condition médicale du patient sur la formation d'escarre et d'obtenir une simulation la plus proche de la réalité, nous proposons ici un simulateur prenant en compte cette condition à travers un certain nombre de paramètres. De plus, nous réaliserons une étude sur les capteurs à utiliser afin de pouvoir anticiper les escarres. Pour finir, nous étudierons les valeurs seuils des différents capteurs afin de déterminer lesquels sont à prendre en compte afin de déclencher une action de la part du patient et/ou du personnel médical pour éviter tout risque de formation d'escarre.

2.4 Difficultés et verrous

Une des difficultés majeures rencontrées est de pouvoir personnaliser la simulation en fonction de la condition médicale du patient. Cela passe par l'identification de toutes les conditions médicales influant sur la formation d'escarres. Cette identification sera réalisée au travers de ce WP ainsi que dans le WP2 sur les facteurs de risque d'escarres et grâce à la simulation développée dans ce WP. Les facteurs influençant le développement d'escarres ne sont pas entièrement connus et ne font pas forcément l'unanimité (voir le document « **Etat de l'art escarres.docx** »). De plus, l'influence exacte de ces facteurs sur les valeurs seuils pour le risque d'escarres n'est que peu abordée dans l'état de l'art actuel.

Une autre difficulté est l'absence d'information dans l'état de l'art sur l'évolution des caractéristiques mécaniques des tissus humains dans le temps lors de l'application d'une pression. En effet, dans l'état de l'art, seul le muscle est caractérisé du point de vue de cette caractéristique mécanique.

3. Démarche du WP Simulation d'escarres

Une démarche itérative sera suivie afin d'implémenter un outil de simulation de formation d'escarres. Cette démarche permettra d'étudier le mécanisme de formation d'escarre et la méthodologie de travail pour ce faire est la suivante :

- Etude de l'état de l'art sur les caractéristiques mécaniques des tissus humains ;
- Etude de l'état de l'art sur l'apparition d'escarres ;
- Détermination des manques/verrous à travers l'état de l'art ;
- Définition des hypothèses de travail ;
- Développement d'un simulateur mécanique modélisant la compression des tissus humains ;
- Simulation du développement d'escarres ;
- Analyse de l'impact des caractéristiques des tissus humains sur la formation d'escarres ;
- Recherche de données numériques et/ou expérimentales pour la validation des modèles ;
- Test et validation de résultats à travers la littérature scientifique ou de bases de données existantes :
 - Redéfinition des hypothèses et des solutions dans le cas où les résultats ne seraient pas validés ;
 - Redéfinition des hypothèses de travail pour monter en complexité sur le sujet dans le cas où les résultats obtenus seraient validés.
- Proposition de solutions pour prévenir et détecter les escarres.

4. Description des résultats obtenus

4.1 Description du modèle

À l'aide de la librairie python GetFEM++ nous avons simulé différentes couches de tissus vivants et leurs interactions mécaniques. Les différentes couches de peau, tissu adipeux et muscle sont représentées par des pavés droits et l'os est représenté par une sphère comme illustré sur la Figure 1.

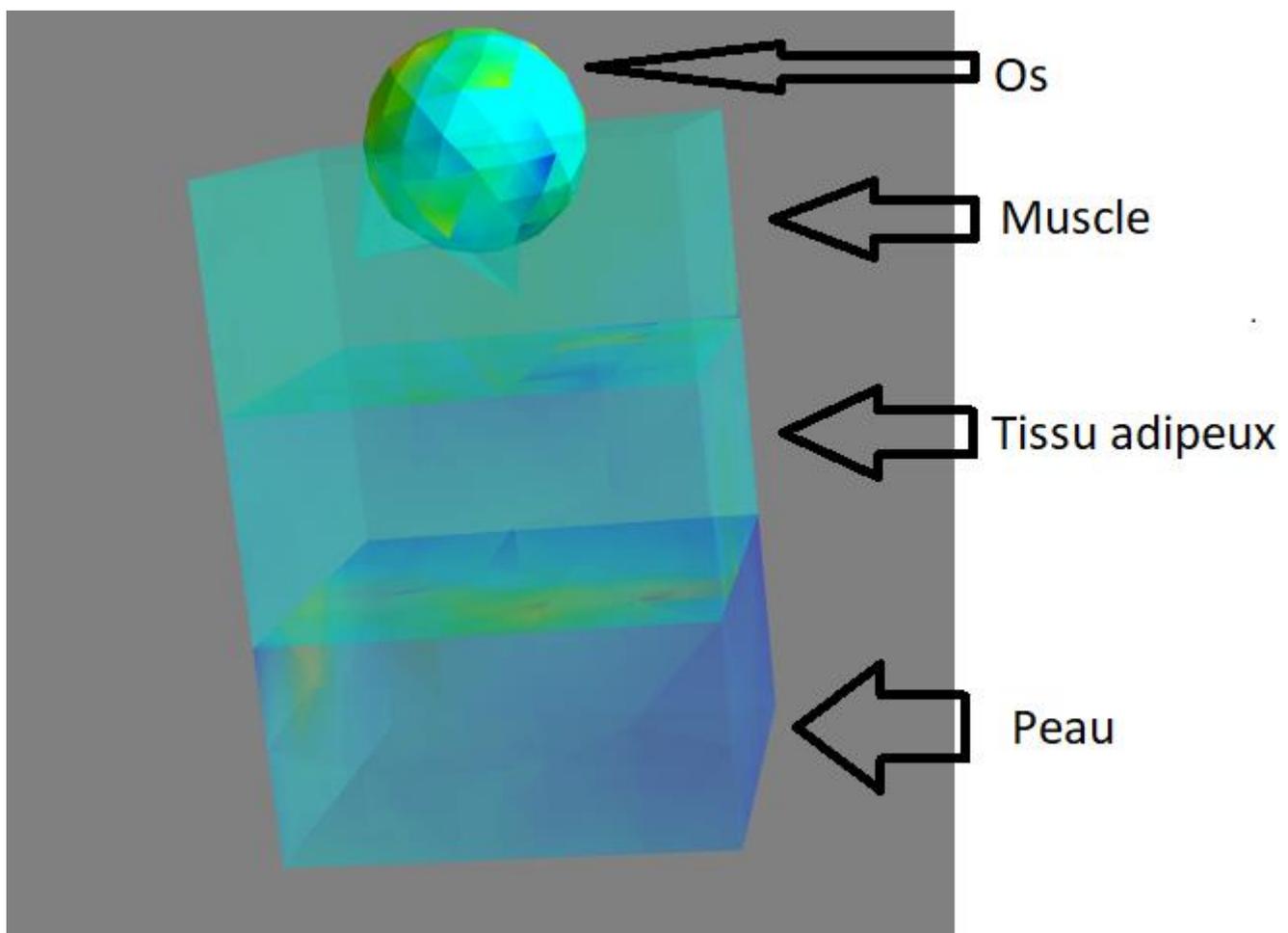


Figure 1 : Modèle utilisé pour la simulation avec des pavés droits pour la peau, le tissu adipeux et le muscle, ainsi qu'une sphère pour l'os.

Chacun de ces éléments est découpé en éléments de volume de tailles identiques afin d'obtenir un maillage.

Les caractéristiques des différents matériaux sont données par les paramètres C01, C10 et D1 d'un modèle de Moonley Rivlin comme précisé par (Tran H.V., 2007), (Jolivet E., 2007) et (M. M. Verver, 2004) et donnés dans le Tableau 1. L'os est considéré complètement incompressible.

Matériau	C01 (kPa)	C10 (kPa)	D1 (10^{-6})
Peau	100	0	0
Tissu adipeux	1.9	1.8	0.7
Muscle	3.35	1.65	4
Os	1000	1000	10^{15}

Tableau 1 : Tableau des paramètres utilisés afin de caractériser la réaction aux efforts des différents matériaux utilisés dans la simulation.

Les différents matériaux sont liés au niveau de leurs surfaces de contact et le coefficient de frottement du contact est fixé à 1.

Un effort est appliqué sur l'os afin de simuler le poids du corps humain. Cet effort est de 20 kPa mentionné dans (C.P. Kala, 2018) comme étant l'effort moyen au niveau de l'os pour une personne en position assise.

L'effort appliqué sur l'os va être transmis par la surface de contact au muscle puis au tissu adipeux et enfin à la peau dont la surface inférieure possède une position fixe. Les différents matériaux vont ainsi se déformer et nous allons pouvoir simuler les différents efforts ayant lieu dans ces différents matériaux.

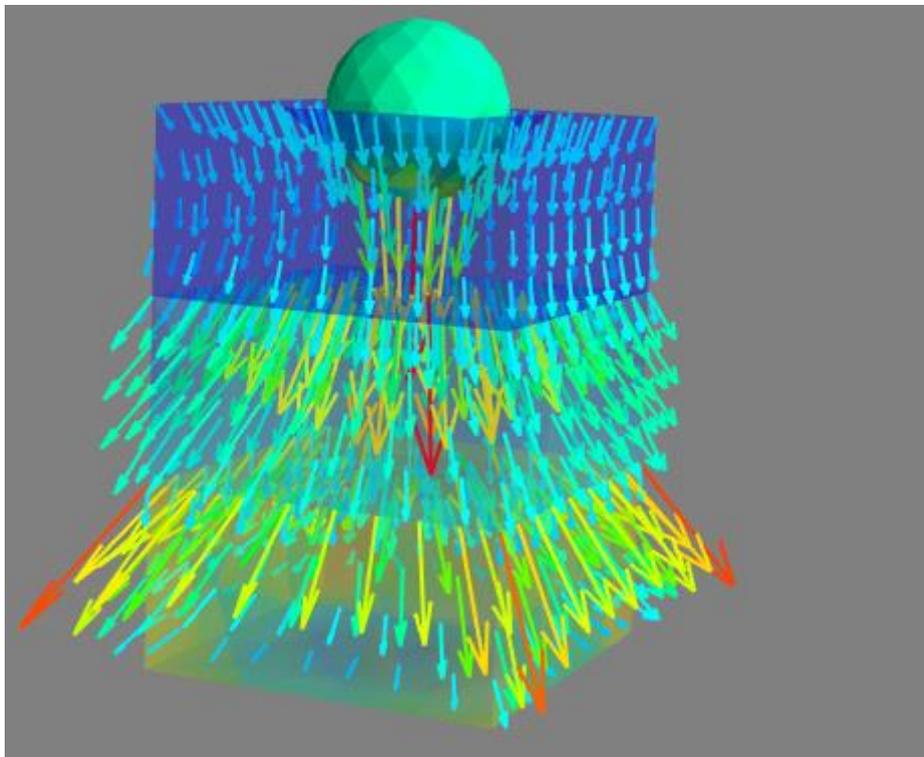


Figure 2 : Exemple de résultat de simulation. Les flèches de couleurs correspondent aux déplacements induits par les efforts dans chaque matériau.

D'après la Figure 2, lors de l'application d'un effort sur l'os, nous constatons que la peau, le tissu adipeux ainsi que le muscle se compressent selon leur hauteur et se dilatent selon leurs dimensions perpendiculaires à l'effort.

Nous voulons déterminer les régions soumises à des efforts pouvant causer une escarre. Nous fixons donc le seuil de formation d'une escarre à 30 kPa et nous comptons les éléments de volume ayant un effort dépassant ce seuil. Sur la Figure 3 nous notons que la proportion de zone soumise à des contraintes pouvant causer des escarres varie d'une simulation à une autre bien que l'on garde des paramètres identiques.

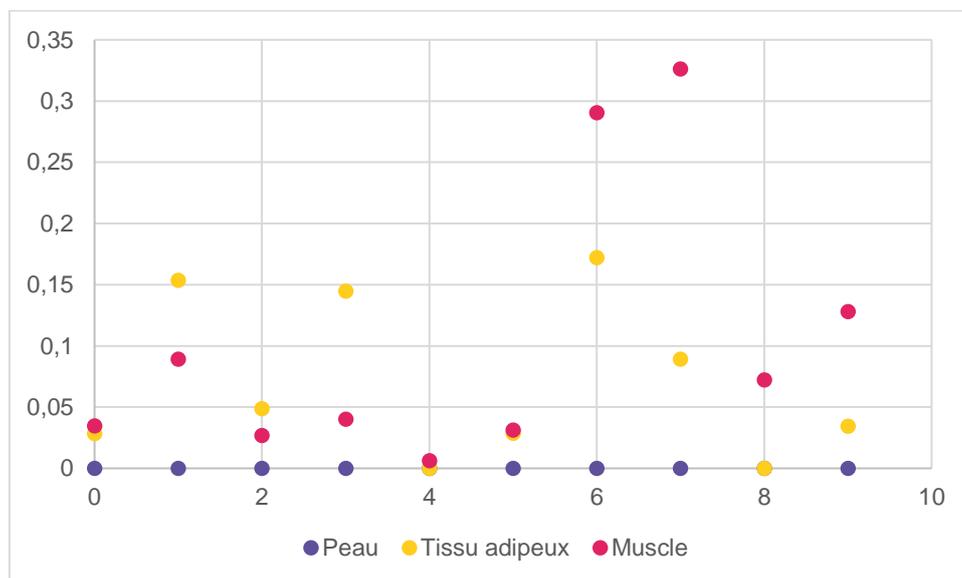


Figure 3 : Exemple de résultat de mesure donné par plusieurs itérations d'une simulation avec des paramètres identiques. En ordonnée on trouve la proportion d'éléments de volume soumis à des pressions pouvant causer des escarres. En abscisse sont affichés les numéros de chaque itération. La simulation est réalisée avec des pavés de tailles 2x2 et de 0.5 de hauteur pour la peau, le tissu adipeux et le muscle et une sphère de 0.25 de rayon. La taille des éléments de volume est choisie à 0.3.

Nous notons, en particulier pour le muscle, que les valeurs extrêmes sont séparées de plus de 30 % d'éléments de volume subissant un effort suffisant à la formation d'une escarre. Cette disparité est due à une taille des éléments de volume trop importante. En effet, plus les éléments de volume sont petits plus la simulation va être précise. Nous proposons donc de comparer les résultats de simulations pour différentes tailles des éléments de volume.

he	Moy MU	Moy AT	Var MU	Var AT
0,3	0,10456	0,06999	0,011554768	0,00382942
0,25	0,05328	0,030269	0,000231072	0,00011198
0,2	0,082925	0,101425	0,000134247	0,00013211

Tableau 2 : Comparatif des moyennes et variances des proportions d'éléments de volume susceptibles de se nécroser, pour le tissu adipeux et le muscle, en fonction de la taille des éléments de volume (he) pour 10 simulations par valeur de he.

Le Tableau 2 montre les moyennes et variances d'éléments de volume soumis à une pression suffisante pour la formation d'une escarre et la taille des éléments de volume associés. On constate que pour une épaisseur d'éléments de volume de he=0.3 que la variance est supérieure à celle pour he=0.25 d'un facteur 50 pour le muscle et d'un facteur

30 pour le tissu adipeux. Ces différences de variance mettent en évidence la différence de précision des simulations avec $h_e=0.3$ et $h_e=0.25$.

Afin d'obtenir une simulation fiable nous allons donc réaliser des simulations avec de plus faibles valeurs de la taille h_e des éléments de volume. Ces résultats sont résumés dans les Figure 4 et Figure 5.

La Figure 4 représente les valeurs moyennes des proportions d'escarres pour les différentes tailles volumiques. Nous voyons que les proportions d'escarres varient en fonction de h . Il est donc important de bien choisir cette taille h_e afin d'avoir un résultat de simulation au plus précis possible.

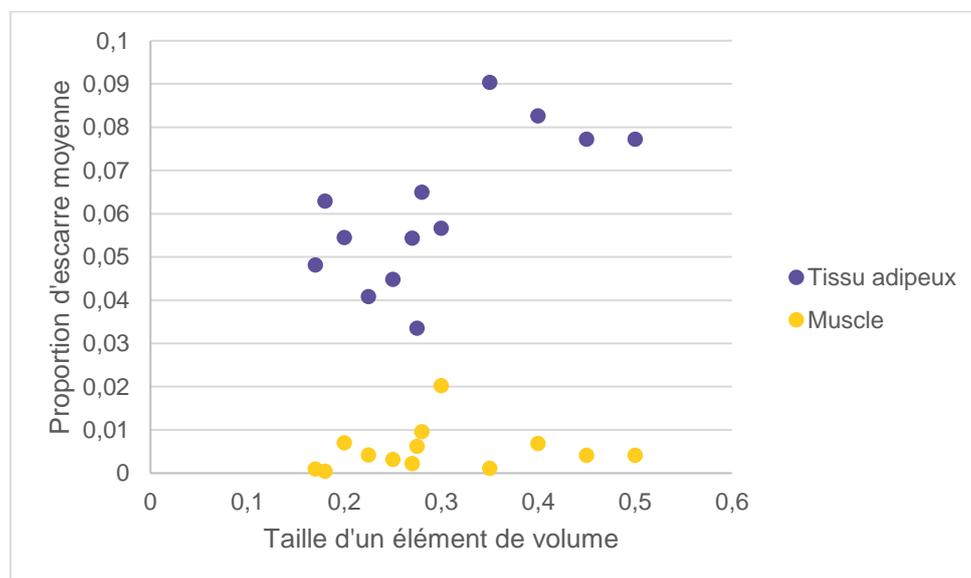


Figure 4 : Proportions moyennes d'escarres pour 10 simulations par points en fonction de la taille d'un élément de volume.

La Figure 5 montre les écarts-types des proportions d'escarres en fonction de l'épaisseur h des éléments de volume. Nous constatons que plus l'épaisseur h est faible plus les écarts-types des proportions d'escarres pour le tissu adipeux et le muscle sont faibles. On a ainsi une amélioration de la précision avec la diminution de l'épaisseur h .

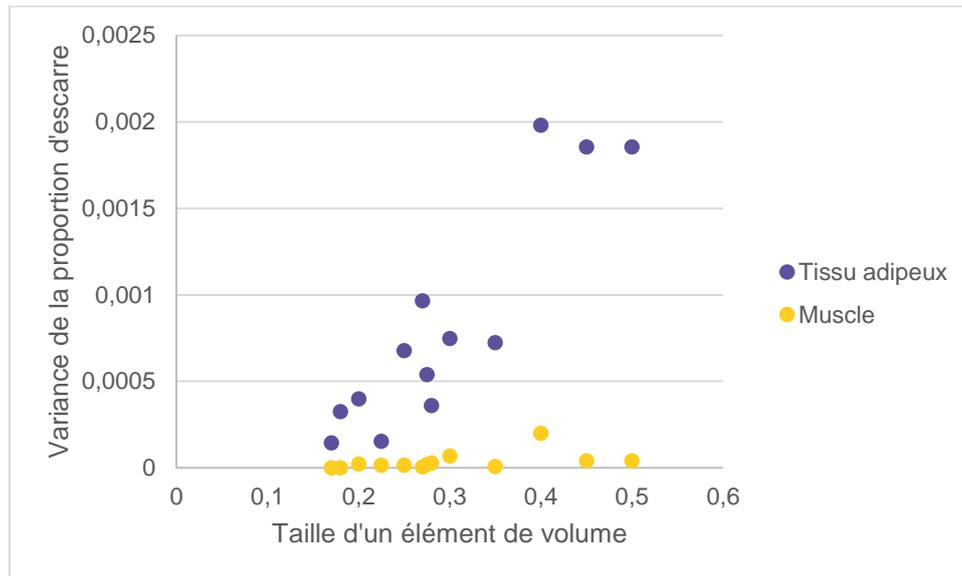


Figure 5 : Variance des proportions d'escarres pour 10 simulations par points en fonction de l'épaisseur d'un élément de volume.

Il convient maintenant de faire un choix sur l'épaisseur h afin d'obtenir une meilleure précision. Ce choix s'est porté sur une valeur de $h=0.2$. Nous expliquons ce choix étant donné que la variance de la proportion d'escarres dans le muscle est inférieure à 0.0004 et que cette variance n'évolue pas de façon significative pour des valeurs de tailles h inférieures.

4.2 Impact des épaisseurs de tissu

Nous allons maintenant étudier l'impact des épaisseurs des différents tissus sur les risques de formation des escarres.

La Figure 6 montre la proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de peau. Nous nous apercevons que l'épaisseur de la couche de peau ne semble pas avoir d'impact sur la proportion d'escarres.

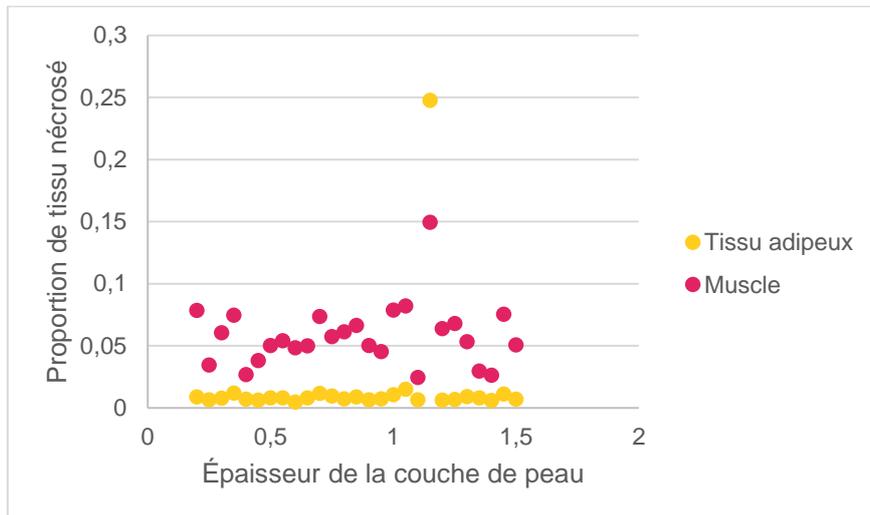


Figure 6 : Proportions de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de peau. L'épaisseur de la couche de peau ne semble pas avoir d'influence sur la proportion de tissu nécrosé.

La Figure 7 montre la proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de tissu adipeux. Nous pouvons voir sur cette figure que l'épaisseur de la couche de tissu adipeux ne semble pas avoir d'impact sur la proportion d'escarres. La peau et le tissu adipeux semblent jouer un rôle passif dans cette simulation. Ils seraient donc seulement sujets aux escarres sans être acteur de leurs développements.

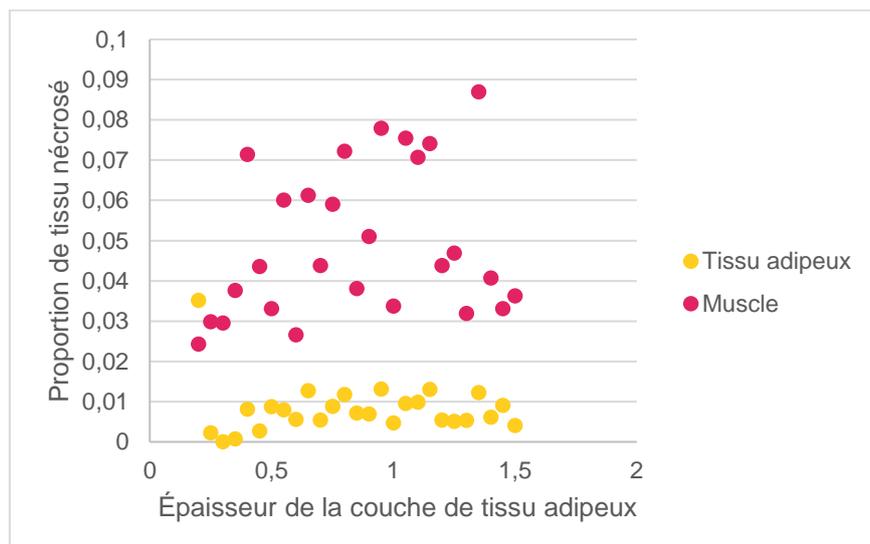


Figure 7 : Proportions de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de tissu adipeux. L'épaisseur de la couche de peau ne semble pas avoir d'influence sur la proportion de tissu nécrosé.

La Figure 8 montre la proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de muscle. Nous notons que l'augmentation de l'épaisseur de la couche de muscle diminue la proportion d'escarre dans le tissu adipeux ainsi que dans le muscle.

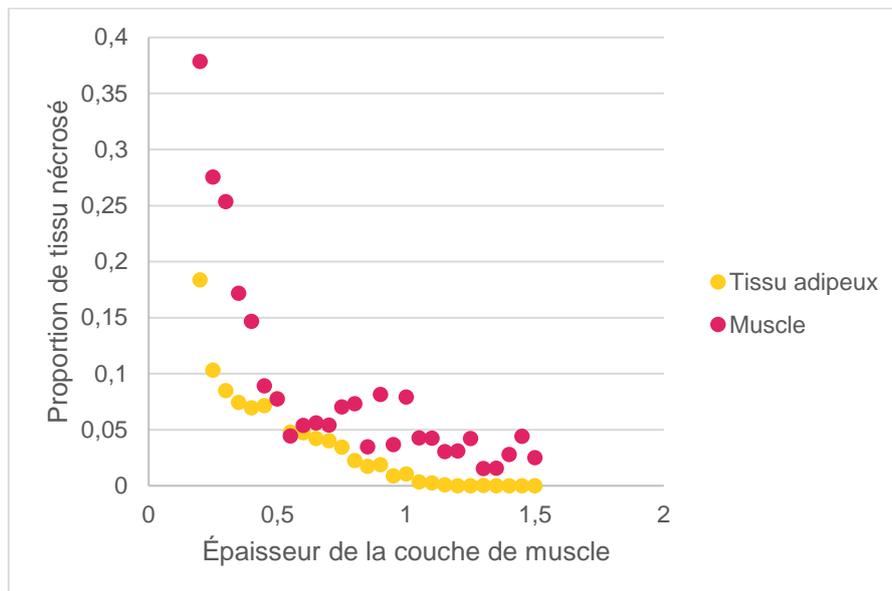


Figure 8 : Proportions de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de muscle. L'augmentation de l'épaisseur de la couche de muscle induit une diminution de la proportion de tissu nécrosé dans le tissu adipeux et le muscle.

Pour des épaisseurs de couche de muscle supérieures à 1 on obtient une proportion de tissu adipeux nécrosé négligeable. Le muscle peut donc annuler le risque d'escarres dues à la pression dans le tissu adipeux. De plus, d'après la Figure 8, il est possible de constater que pour une configuration, où les proportions de tissu nécrosé sont élevées, une faible augmentation de l'épaisseur de la couche de muscle provoque une diminution de manière significative les proportions de tissu nécrosé. L'épaisseur de la couche de muscle a donc une influence importante dans le processus de développement des escarres. Afin d'augmenter l'épaisseur de la couche de muscle chez les blessés médullaires, il est souvent pratiqué des massages, des exercices physiques et des électrostimulations sur les muscles des patients (Dudley-Javoroski S., 2008) (Giangregorio L., 2006), en particulier au niveau des zones à risque d'escarres.

La Figure 9 montre la proportion de tissu nécrosé en fonction du rayon de l'os. Ici nous constatons que l'augmentation du rayon de l'os augmente la proportion d'escarre dans le tissu adipeux ainsi que dans le muscle.

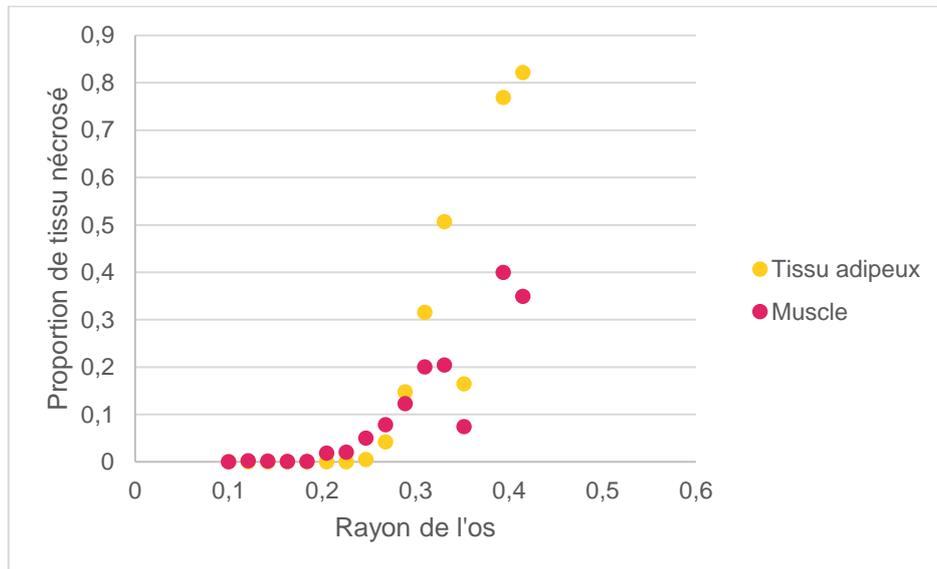


Figure 9 : Proportions de tissu nécrosé en fonction du rayon de l'os. Cette simulation est réalisée en changeant uniquement le rayon de l'os. L'augmentation du rayon de l'os induit une augmentation des proportions d'escarres.

Sur la Figure 9, ci-dessus nous pouvons voir qu'en dessous d'un rayon de 0.2 pour l'os, les proportions de nécrose sont négligeables. L'augmentation du rayon de l'os ayant été réalisée sans modifier d'autres paramètres, nous supposons que plus le rayon de l'os est important, moins la couche de muscle en dessous de l'os est grande. Afin de savoir si c'est cette différence d'épaisseur qui influe sur les proportions d'escarres nous avons réalisé une deuxième série de simulation. Dans cette seconde série, nous avons fait évoluer l'épaisseur de muscle afin de garder la même distance entre le point le plus bas de l'os et la surface supérieure du tissu adipeux. Les résultats de cette seconde série sont présentés sur la Figure 10.

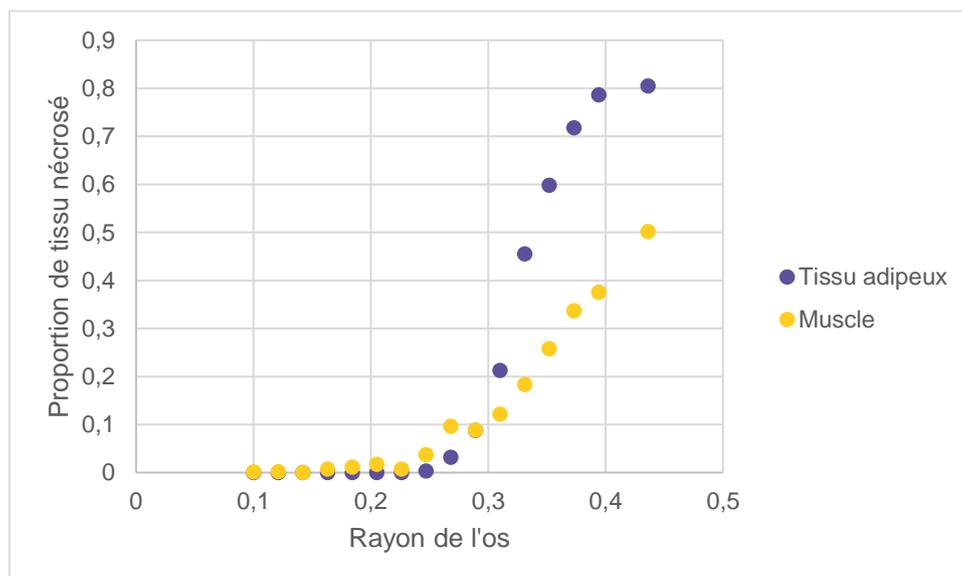


Figure 10 : Proportions de tissu nécrosé en fonction du rayon de l'os. Cette simulation est réalisée en changeant le rayon de l'os ainsi qu'en gardant la distance minimale entre l'os et le muscle constante. L'augmentation du rayon de l'os induit une augmentation des proportions d'escarres.

La Figure 10 confirme bien que l'augmentation du rayon de l'os implique une augmentation de la proportion d'escarres. Cet effet n'a pas été documenté à notre connaissance à ce jour. Il sera intéressant dans la suite des travaux de vérifier si cet effet est toujours possible avec des versions plus avancées du simulateur afin de savoir s'il n'est pas un artefact du simulateur actuel.

Dans cette section nous avons vu que les épaisseurs de la peau et du tissu adipeux n'influent pas sur les proportions de tissus sujets aux escarres. Une augmentation de l'épaisseur de la couche de muscle ou une diminution du rayon de l'os réduit de manière exponentielle la proportion d'escarres. Le muscle a donc comme effet d'amortir la pression induite par la gravité. Nous avons aussi montré que l'augmentation du rayon de l'os entraîne une augmentation de la proportion d'escarre.

4.3 Impact des caractéristiques des tissus

Nous allons maintenant étudier l'impact des paramètres (C10, C01 et D1) du modèle de Moonley Rivlin des différents tissus sur les risques de formation des escarres. La Figure 11 montre la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction du paramètre C01 du modèle du muscle.

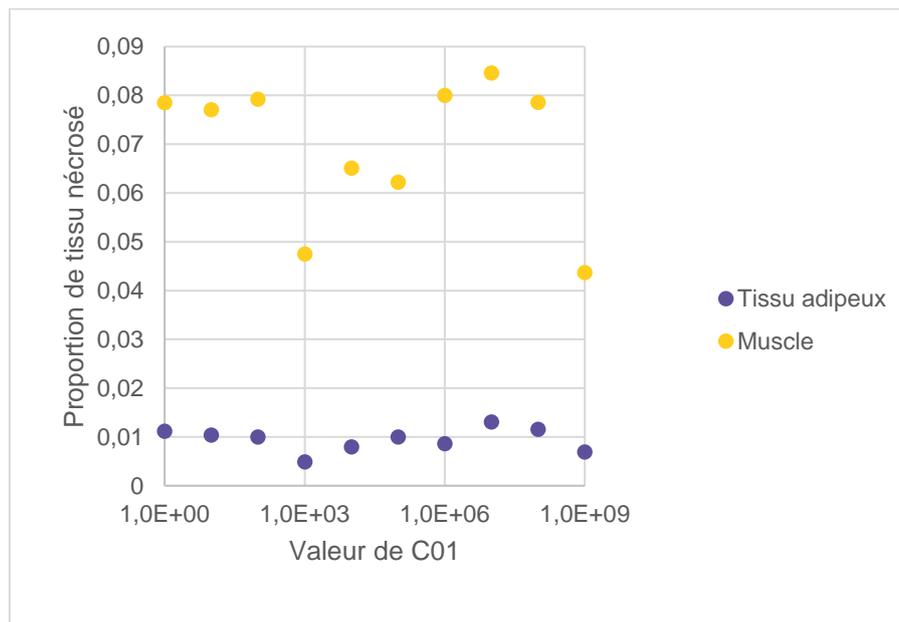


Figure 11 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de la valeur du paramètre C01 du modèle du muscle. On peut voir que la variation de ce paramètre n'influe pas sur le phénomène de nécrose des tissus.

La Figure 11 nous montre que les variations du paramètre C01 n'influent pas sur la formation des escarres. De manière générale, nous avons testé l'ensemble des paramètres des différents modèles des tissus vivants et nous avons constaté que la variation d'un paramètre seul n'influe pas de manière significative sur la formation des escarres.

4.4 Impact des seuils de pression pouvant induire la nécrose

Nous allons maintenant étudier les seuils de pression et leurs impacts. La Figure 12 montre la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction de ce seuil de pression.

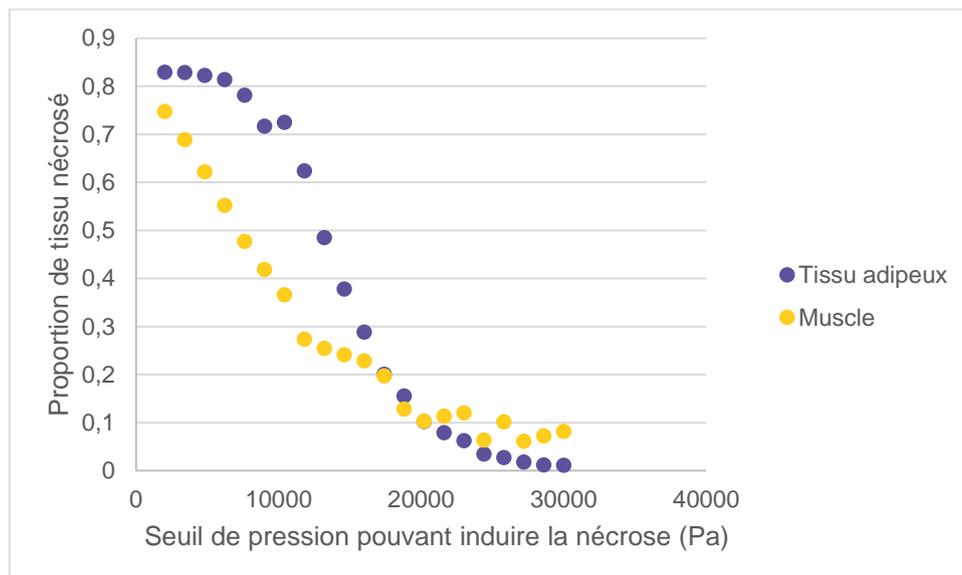


Figure 12 : Proportion de tissu nécrosé en fonction du seuil de pression pouvant induire la nécrose. On peut voir que les proportions de tissu nécrosé diminuent avec l'augmentation du seuil de pression.

La Figure 12 nous indique que, de manière intuitive, les proportions de tissu sujet à la nécrose diminuent avec l'augmentation du seuil nécessaire à cette nécrose. Il existe aussi un phénomène non intuitif, que nous pouvons constater dans la Figure 12, qui consiste à une chute plus rapide de la proportion de tissu nécrosé dans le muscle par rapport au tissu adipeux. En effet, nous observons que pour de faibles valeurs du seuil de pression, le taux de nécrose sur le muscle est plus important que sur le tissu adipeux. Cependant pour des valeurs dépassant 20 kPa, le muscle est moins nécrosé que le tissu adipeux. Le muscle est donc plus sensible que le tissu adipeux à un affaiblissement des vaisseaux sanguin ou à une diminution de leur pression.

4.5 Impact de la pression appliquée

Nous allons maintenant étudier l'impact de la pression appliquée au niveau de l'os afin de connaître l'évolution du risque d'escarres en fonctions de ce paramètre. La Figure 13 montre la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction de la pression appliquée sur l'os.

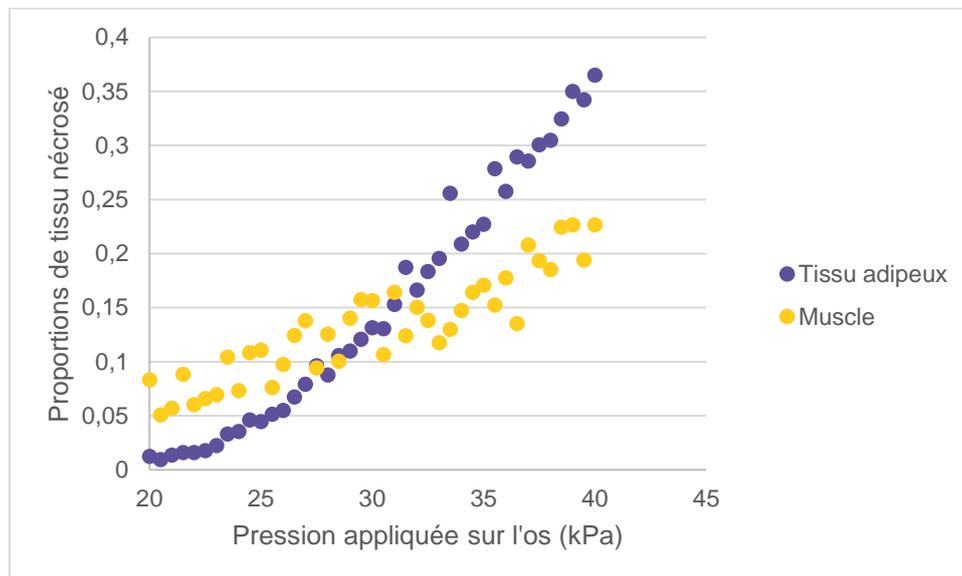


Figure 13 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de la pression appliquée à l'os.

La Figure 13 met en avant le fait que pour de faibles pressions appliquées à l'os, seul le muscle atteint le seuil de 30 kPa nécessaire au développement de nécrose. Pour des valeurs de pression appliquée à l'os supérieures à 30 kPa, nous constatons que la pression affecte plus le tissu adipeux que le muscle.

D'après cette simulation et dans les conditions de réalisation définies plus haut, nous pouvons affirmer que le premier tissu atteint par la nécrose est le muscle. La peau n'étant pas nécrosée, cela montre la possibilité d'apparition d'escarres sous-cutanées sans détérioration des autres tissus.

4.6 Étude de la possibilité de détection des conditions à éviter

Dans ce chapitre, nous allons étudier quels sont les capteurs nécessaires afin de détecter les comportements pouvant mener au développement d'escarres. Pour ce faire nous avons réalisé 112 simulations de formation d'escarres avec des paramètres de simulation variables et décrits dans le Tableau 3.

Variable	Valeur minimale	Valeur maximale
Pression appliquée	2 kPa	20kPa
Hauteur d'un tissu	0.8	1.2
Rayon de l'os	0.15	0.35
C01 de la peau	0.1 MPa	10 MPa
C10 de la peau	0	100 Pa
D1 de la peau	0	0.01
C01 du tissu adipeux	1 kPa	3 kPa
D10 du tissu adipeux	1 kPa	3 kPa
D1 du tissu adipeux	10^{-6}	10^{-8}
C01 du muscle	1 kPa	5 kPa
C10 du muscle	500 Pa	3 kPa
D1 muscle	10^{-5}	10^{-7}

Tableau 3 : Valeurs limites des différents paramètres de la simulation pour créer des cas permettant la mise au point d'un détecteur de comportements à risque.

Les simulations de formation d'escarres ont été configurées avec des valeurs de paramètres prises au hasard et de manière uniforme entre les bornes décrites dans le Tableau 3. Nous avons extrait les données des efforts exercés au niveau de la surface inférieure de la peau. Nous avons choisi cette zone car les capteurs accèdent facilement à cette surface et car c'est la surface la plus couramment utilisée pour la détection de comportements à risque d'escarres.

Avec les valeurs des efforts au niveau de la surface inférieure de la peau nous avons pu tester des détecteurs simples similaires à ceux utilisés actuellement pour la détection de comportements à risque d'escarres (Xsensor, Tekscan, Boditrak, Gaspard).

Nous avons testé un détecteur qui prédit la formation d'escarre lorsqu'une des valeurs d'effort est supérieure à un certain seuil. Nous avons compilé les résultats de cette étude dans le Tableau 4.

<i>Détection sur le pic d'efforts</i>	<i>Muscle sain</i>	<i>Muscle nécrosé</i>
<i>Nécrose non détectée</i>	14	11
<i>Nécrose détectée</i>	20	67
<i>Pourcentage d'erreur</i>	59 %	13 %

Tableau 4 : Résultat du détecteur pour un seuil de pression de 200 Pa comparés à l'état du muscle simulé.

Le Tableau 4 met en évidence que pour un seuil d'efforts intermédiaire, le taux d'erreur est important quel que soit l'état simulé du muscle. Nous concluons que cette méthode de détection des comportements à risque d'escarres ne permet pas d'évaluer de manière fiable le risque pour différents patients ou pour différentes situations d'utilisation. En effet, les paramètres du modèle peuvent varier selon les patients utilisant le dispositif et aussi en fonction des conditions d'utilisation. Par exemple, le changement de position modifie les épaisseurs de tissus au-dessus du capteur ou les paramètres des modèles des différents tissus qui peuvent varier en fonction de l'alimentation, des exercices physiques et de la prise de médicaments. La Figure 14 montre qu'en faisant varier le seuil de détection, le taux d'erreur ne descend pas en dessous de 25 %. Cette méthode de détection n'est donc pas fiable et donne une conclusion erronée dans au moins un quart des cas d'études.

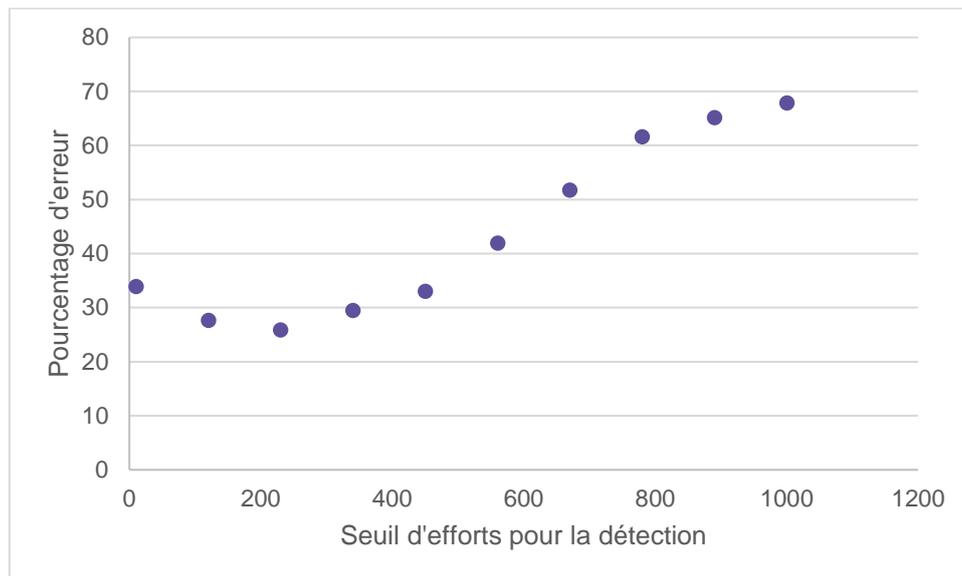


Figure 14 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil d'efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres à partir d'un pic d'efforts.

Cette première méthode n'étant pas suffisamment précise pour notre étude, nous avons utilisé une deuxième méthode basée sur le calcul de la moyenne des efforts. Une fois la moyenne calculée, le détecteur la compare à un seuil d'effort puis prend une décision sur la possibilité de formation d'une escarre ou non. Nous avons compilé les résultats de cette étude dans le Tableau 5.

<i>Détection sur le pic d'efforts</i>	<i>Muscle sain</i>	<i>Muscle nécrosé</i>
<i>Nécrose non détectée</i>	17	12
<i>Nécrose détectée</i>	17	66
<i>Pourcentage d'erreur</i>	50 %	25 %

Tableau 5 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil sur la moyenne des efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres.

D'après le Tableau 5, nous constatons, que pour un seuil intermédiaire, le taux d'erreur est important quel que soit l'état simulé du muscle, comme pour la méthode de détection des pics d'effort. On peut donc en conclure que cette méthode de détection des comportements à risque d'escarres ne permet pas non plus d'évaluer de manière fiable le risque pour différents patients ou pour différentes situations d'utilisation. La Figure 15 montre que le taux d'erreur ne descend pas en dessous des 25 % en faisant varier le seuil de détection. Cette méthode de détection n'est également pas fiable et donne une conclusion erronée dans au moins un quart des cas d'études.

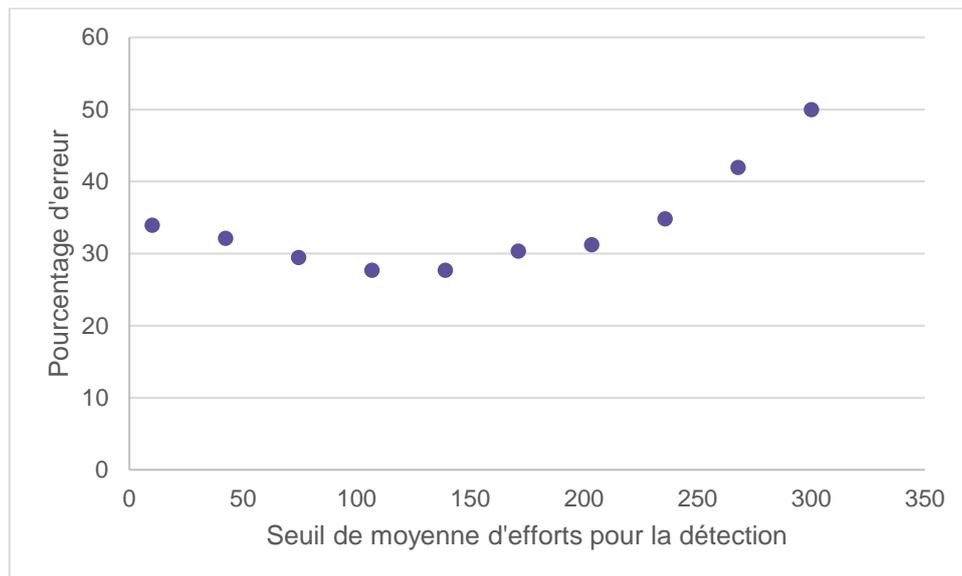


Figure 15 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil sur la moyenne des efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres.

Suite aux résultats précédents, nous concluons que des méthodes simples de détection, à partir d'efforts mécanique au niveau de la peau du fessier, ne permettent pas de prédire de manière fiable les comportements à risque d'escarres

Nous proposons, pour la suite de ce travail, d'étudier la possibilité d'améliorer la détection des comportements à risque d'escarres grâce à l'analyse de facteurs intervenants dans la formation des escarres (Foster K.L., 2017), (Norton D., 1962). Ainsi donc nous allons simuler, mesurer et analyser le rôle et l'impact de la température et de l'humidité sur les différents tissus. Ces grandeurs physiques ont été choisies parce qu'elles sont considérées comme facteurs de risque de la formation d'escarres par une majorité des études qui les concernent (Nixon J., 2015).

En outre, nous proposons d'améliorer le simulateur afin d'obtenir plus d'exemples de situation à risque ou non. Ce qui va nous permettre de pouvoir entraîner des algorithmes d'apprentissage automatique qui sont actuellement à la pointe de l'état de l'art dans le domaine de la détection (Chen Q., 2015), (Shon T., 2007).

« -----Début des nouveaux travaux----- »

5. Version 2 du simulateur

La librairie python GetFEM++ ne permet pas d'utiliser un modèle de Ogden pour la modélisation mécanique de matériaux et ce modèle étant l'état de l'art actuel pour la modélisation mécanique de la peau (Pilarczyk B.M., 2019). Nous avons donc choisi d'utiliser le logiciel Febio afin de réaliser la seconde version du simulateur. En vue de réaliser un nombre significatif de simulations sans nécessiter de paramétrer à chaque fois le logiciel Febio, nous avons créé une interface en python. Cette interface n'est pas décrite dans ce document. Elle sert, en particulier, à l'automatisation des simulations nécessaires à la réalisation des courbes de ce document.

Pour modéliser les différents tissus humains, nous avons utilisé les paramètres du Tableau 6.

Matériau	C01 (kPa)	C10 (kPa)	K (MPa)	Densité (kg·m ⁻³)	α	μ (kPa)
Peau	/	/	437	1000	6.623	1324
Tissu adipeux	1.9	1.8	9	920	/	/
Muscle	3.35	1.65	0.497	1000	/	/
Os	1000	1000	10 ³	1000	/	/

Tableau 6 : Tableau des paramètres utilisés afin de caractériser la réaction aux efforts des différents matériaux utilisés dans la simulation.

Nous présentons les courbes de déformation en fonction de l'effort appliqué dans les Figure 16, Figure 17 et Figure 18.

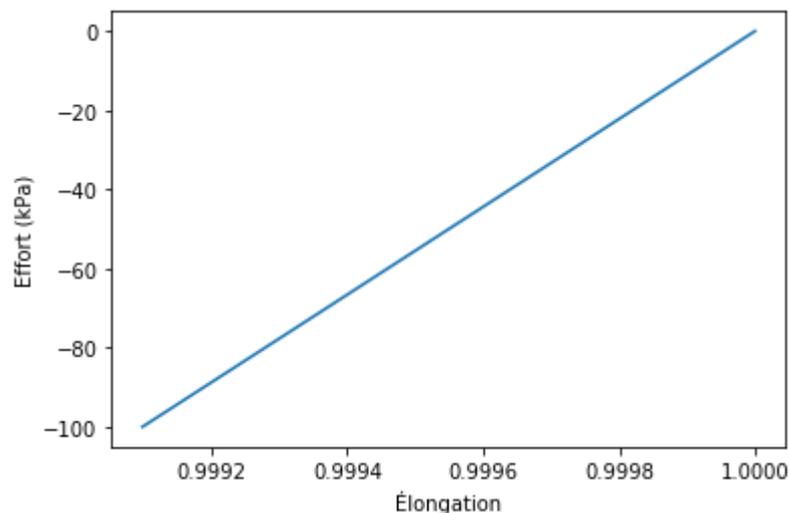


Figure 16 : Relation entre l'effort et l'élongation pour le modèle de la peau utilisé dans la version 2 du simulateur.

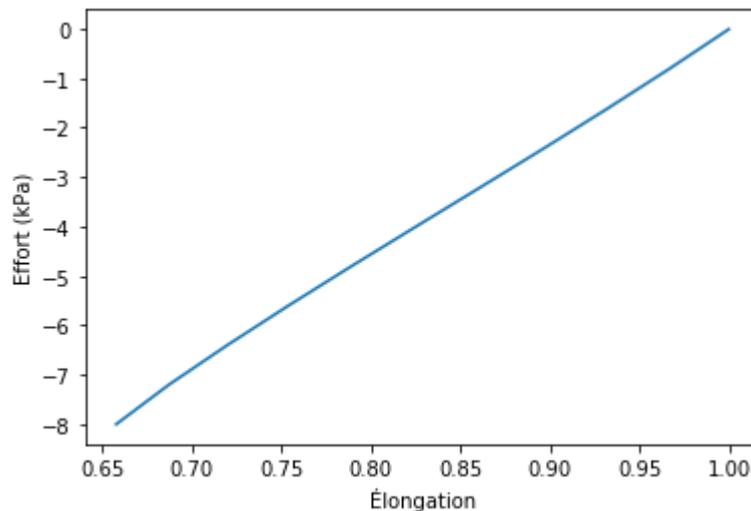


Figure 17 : Relation entre l'effort et l'élongation pour le modèle du tissu adipeux utilisé dans la version 2 du simulateur.

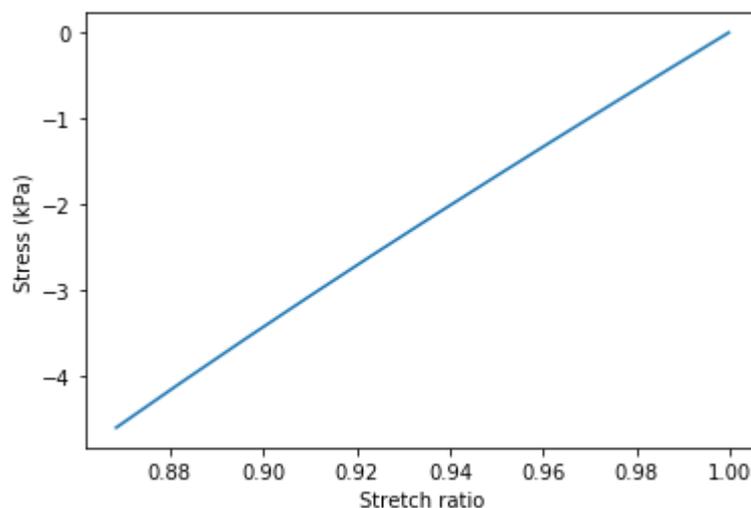


Figure 18 : Relation entre l'effort et l'élongation pour le modèle du muscle utilisé dans la version 2 du simulateur.

Ces courbes caractéristiques des déformations des différents tissus en fonction de l'effort appliqué correspondent mieux à l'état de l'art par rapport à la V1 du simulateur. En particulier, le matériau utilisé pour simuler le comportement de la peau est décrit par le modèle d'Ogden. Ce modèle est plus complexe que le modèle de Moonley-Rivlin utilisé dans la V1 du simulateur.

Avec ces différents matériaux nous avons mis en place la simulation du fessier de manière similaire à celle de la V1 du simulateur. La peau, le tissu adipeux et le muscle sont simulés par des cubes d'épaisseurs identiques avec l'os simulé par une sphère incrustée dans le muscle.

5.1 Impact des épaisseurs de tissu

Nous allons maintenant étudier l'impact des épaisseurs des différents tissus sur les risques de formation des escarres.

La Figure 19 montre la proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de peau. Nous pouvons observer sur cette figure que plus la peau est épaisse, plus la proportion de tissu nécrosé est faible. Cette constatation diffère de celle relatée dans la version 1 du simulateur où l'épaisseur de peau n'avait pas d'influence sur la nécrose des tissus. Cette différence peut s'expliquer par le changement de modèle de la peau qui est plus proche de la réalité dans cette version 2 du simulateur.

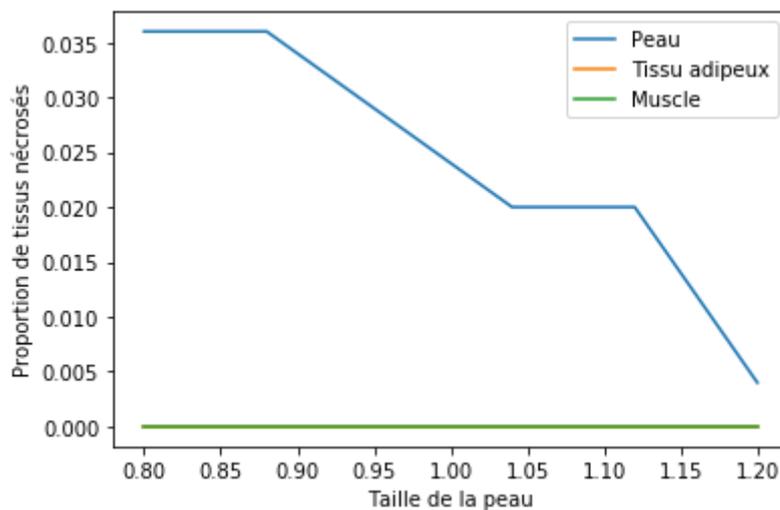


Figure 19 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de peau. Pour une pression appliquée sur l'os de 13 kPa.

La Figure 20 montre la proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de tissu adipeux. On peut voir sur cette figure que l'épaisseur du tissu adipeux n'a pas d'influence sur la proportion de tissus nécrosés.

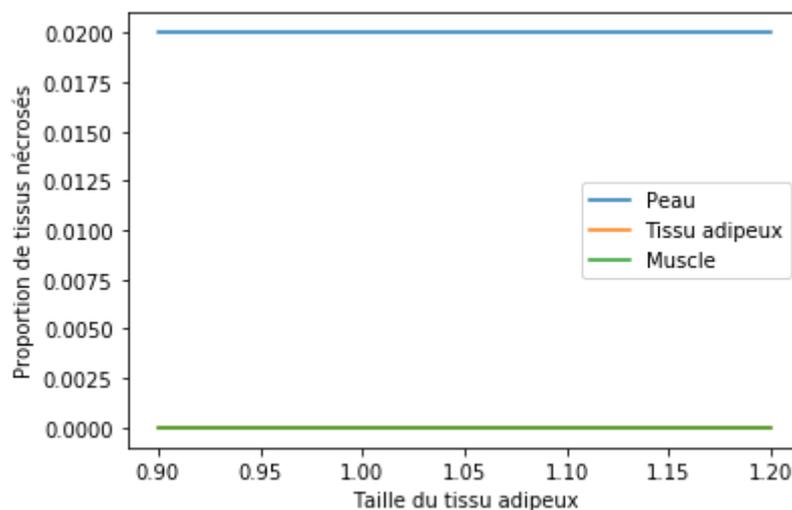


Figure 20 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de tissu adipeux. Pour une pression appliquée sur l'os de 13 kPa.

Le changement de modèle pour la peau entraîne aussi une différence entre les versions 1 et 2 du simulateur lors de la variation de l'épaisseur de muscle. En effet, la variation de l'épaisseur de muscle n'a pas d'effet dans la version 2 du simulateur comme on peut le voir sur la Figure 21.

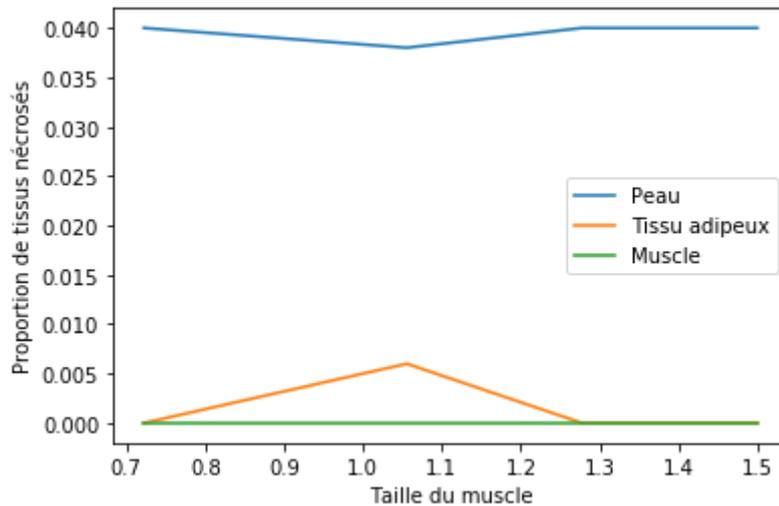


Figure 21 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur du muscle. Pour une pression appliquée sur l'os de 13 kPa.

La Figure 22 montre que le rayon de l'os influe sur la proportion de tissu nécrosé. En effet, de manière similaire à celle vue à la Figure 10 pour la version 1 du simulateur, une augmentation du rayon de l'os entraîne une augmentation de la proportion de tissus nécrosés.

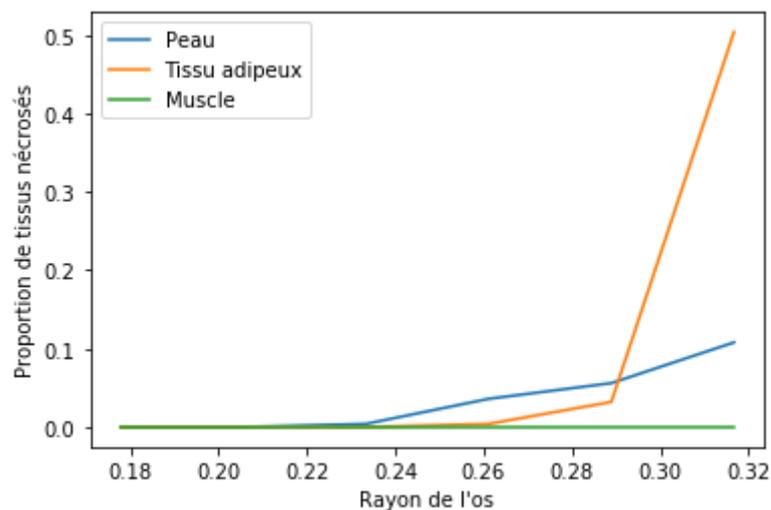


Figure 22 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de l'épaisseur de la couche de peau. Pour une pression appliquée sur l'os de 13 kPa.

Globalement on peut constater que la peau a un effet amortisseur. En effet, l'épaisseur de la peau a un rôle important dans la diminution des tissus nécrosés pour cette version 2 du simulateur. Le muscle qui avait ce rôle dans la version 1 du simulateur n'a ici que peu d'impact sur la proportion de tissu nécrosé. Cependant, on peut remarquer que l'effet du rayon de l'os est similaire pour ces deux premières versions du simulateur. Un rayon élevé semble augmenter la

proportion de tissu nécrosé à partir d'une valeur seuil qui est d'environ 0.2 pour la version 2 du simulateur ce qui est cohérent avec la version 1 du simulateur.

5.2 Impact des caractéristiques des tissus

Nous allons maintenant étudier l'impact des paramètres (C10, C01 et D1) du modèle de Moonley Rivlin des différents tissus sur les risques de formation des escarres. La Figure 23 montre la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction du paramètre C01 du modèle du muscle.

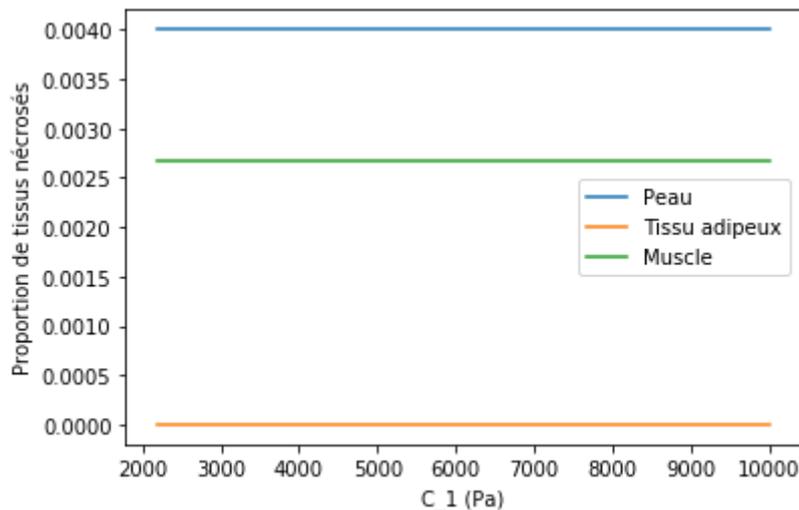


Figure 23 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de la valeur du paramètre C01 du modèle du muscle. On peut voir que la variation de ce paramètre n'influe pas sur le phénomène de nécrose des tissus. La pression appliquée sur l'os lors de cette simulation est de 13 kPa.

On peut voir sur la Figure 23 que les variations du paramètre C01 n'influent pas sur la formation des escarres. De manière générale, nous avons testé l'ensemble des paramètres des différents modèles des tissus vivants et nous avons constaté que la variation d'un paramètre seul n'influe pas de manière significative sur la formation des escarres.

5.3 Impact des seuils de pression pouvant induire la nécrose

Nous allons maintenant étudier les seuils de pression et leurs impacts. La Figure 24 montre la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction de ce seuil de pression.

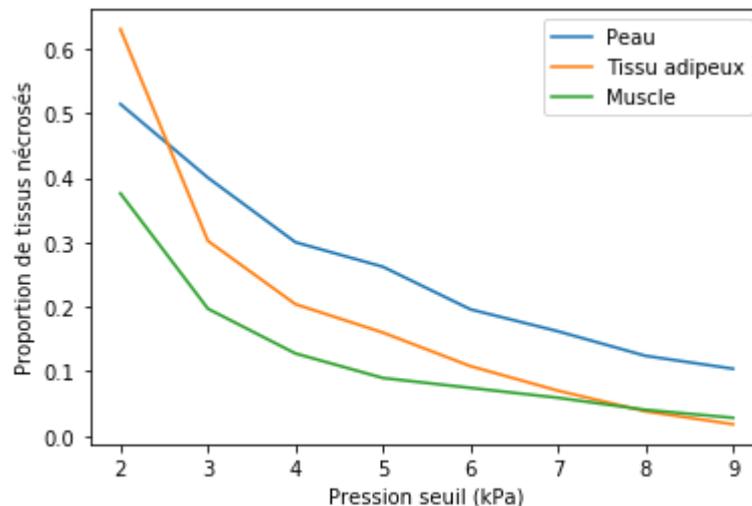


Figure 24 : Proportion de tissu nécrosé en fonction du seuil de pression pouvant induire la nécrose. On peut voir que les proportions de tissu nécrosé diminuent avec l'augmentation du seuil de pression. Pour une pression appliquée sur l'os de 13 kPa.

On peut voir sur la Figure 24 que, de manière intuitive, les proportions de tissu sujet à la nécrose diminuent avec l'augmentation du seuil nécessaire à cette nécrose. Comme ce que nous avons constaté sur la Figure 12, il existe un phénomène non intuitif qui se présente par une chute plus rapide de la proportion de tissu nécrosé dans le tissu adipeux par rapport au muscle et à la peau. En effet, nous observons que pour de faibles valeurs du seuil de pression, le taux de nécrose sur le tissu adipeux est plus important que sur le muscle et la peau. Cependant pour des valeurs dépassant 8 kPa, le tissu adipeux est moins nécrosé que le muscle ou la peau. Le tissu adipeux est donc plus sensible que le muscle ou la peau à un affaiblissement des vaisseaux sanguin ou à une diminution de leur pression. Ces résultats sont en contradiction avec les résultats de la première version du simulateur. En effet, dans cette version 1 du simulateur le muscle était plus sensible au seuil de pression que le tissu adipeux. Cette différence peut s'expliquer par le changement des matériaux utilisés pour l'os et la peau, ce qui modifie ainsi la répartition des efforts dans le fessier simulé.

5.4 Impact de la pression appliquée

Nous allons maintenant étudier l'impact de la pression appliquée au niveau de l'os afin de connaître l'évolution du risque d'escarres en fonctions de ce paramètre. La Figure 25 montre la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction de la pression appliquée sur l'os.

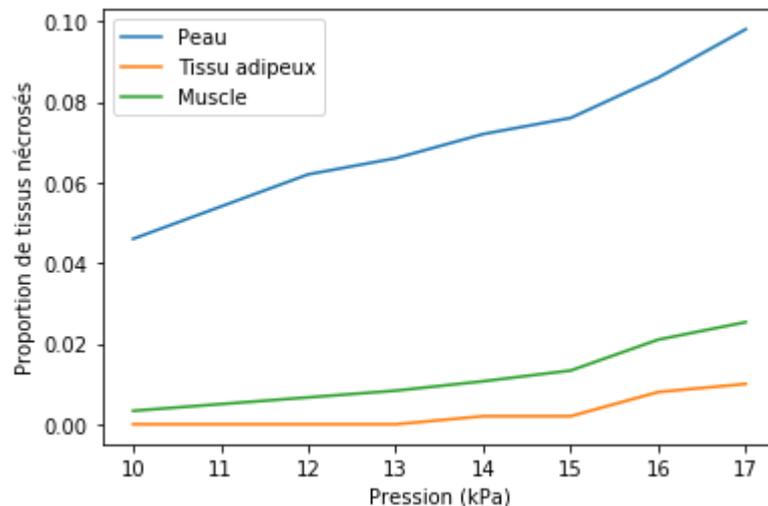


Figure 25 : Relation entre la proportion de tissus nécrosés et la pression appliquée sur l'os. On peut remarquer que la proportion de tissus nécrosés augmente avec la pression. Le seuil de pression choisi est de 10 kPa pour tous les tissus. Pour une pression appliquée sur l'os de 13 kPa.

D'après la Figure 25 **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**, nous constatons que la peau est le tissu le plus nécrosé des trois tissus étudiés ici. Ce comportement est différent de ce qui était observé dans la version 1 du simulateur où la peau n'était pas nécrosée. En considérant le fait que la plupart du temps la nécrose est constatée au niveau de la peau, on peut considérer que la version 2 du simulateur est plus proche de la réalité que la version 1.

5.5 Étude de la possibilité de détection des conditions à éviter

Dans ce chapitre, de manière similaire aux travaux réalisés dans le chapitre 4.6, nous allons étudier différents capteurs permettant de détecter les comportements pouvant mener au développement d'escarres. Pour ce faire nous avons réalisé 372 simulations de formation d'escarres pour des paramètres de simulation variables et décrits dans le Tableau 7.

Variable	Valeur minimale	Valeur maximale
Pression appliquée	2 kPa	20kPa
Hauteur d'un tissu	0.8	1.2
Rayon de l'os	0.15	0.4
α de la peau	3	10
μ de la peau	0.5 MPa	5 MPa
D1 de la peau	0.1 MPa	1 MPa
C01 du tissu adipeux	1 kPa	3 kPa
D10 du tissu adipeux	1 kPa	3 kPa
D1 du tissu adipeux	5 MPa	50 MPa
C01 du muscle	2 kPa	5 kPa
C10 du muscle	1 kPa	3 kPa
D1 muscle	0.5 MPa	5 MPa

Tableau 7 : Valeurs limites des différents paramètres de la simulation pour créer des cas permettant la mise au point d'un détecteur de comportements à risque.

Les simulations de formation d'escarres ont été configurées avec des valeurs de paramètres prise au hasard et de manière uniforme entre les bornes décrites dans le Tableau 7. Nous avons extrait les données des efforts exercés au niveau de la surface inférieure de la peau. Nous avons choisi cette zone car les capteurs accèdent facilement à cette surface et car c'est la surface la plus couramment utilisée pour la détection de comportements à risque d'escarres. De plus, cette zone est celle pour laquelle les capteurs sont développés dans le livrable « **Livrable MEDICA-KERPAPE Creation d'un prototype** ».

Avec les valeurs des efforts au niveau de la surface inférieure de la peau, nous avons pu tester des détecteurs simples et similaires à ceux utilisés actuellement pour la détection de comportements à risque d'escarres (Xsensor, Tekscan, Boditrak, Gaspard).

Nous avons testé un détecteur qui prédit la formation d'escarre lorsqu'une des valeurs d'effort est supérieure à un certain seuil. Nous avons compilé les résultats de cette étude dans le Tableau 8.

<i>Détection sur le pic d'efforts</i>	<i>Fessier sain</i>	<i>Fessier nécrosé</i>
<i>Nécrose non détectée</i>	70	41
<i>Nécrose détectée</i>	22	239
<i>Pourcentage d'erreur</i>	24 %	15 %

Tableau 8 : Résultat du détecteur pour un seuil de pression de 4 kPa comparés à l'état du fessier simulé.

Le Tableau 8 met en évidence le fait que le taux d'erreur est élevé que le fessier soit nécrosé ou sain. De plus, nous pouvons remarquer que le taux de fessier nécrosé est environ 3 fois plus grand que le taux de fessier sain. Ceci est dû aux paramètres de la simulation qui favorisent la formation d'escarres.

La Figure 26 montre que le taux d'erreur descend à un minimum de 15 % en faisant varier le seuil de détection. Cette méthode de détection n'est donc pas fiable et donne une conclusion erronée dans au moins 15% des 372 cas d'études.

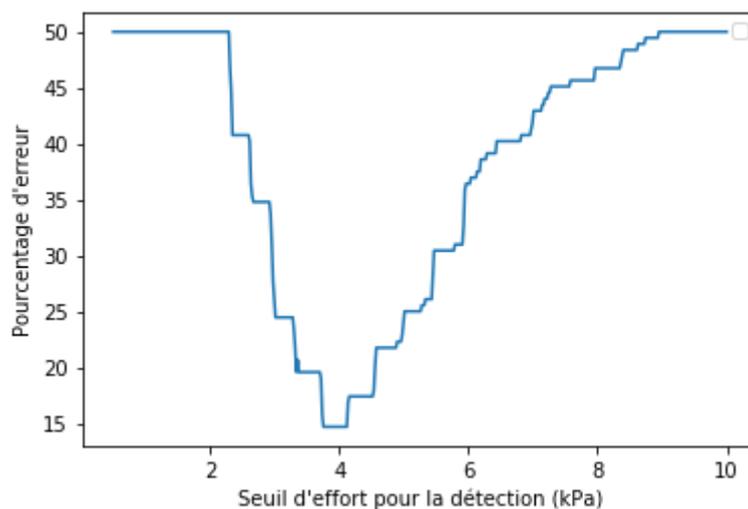


Figure 26 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil d'efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres à partir d'un pic d'efforts avec la version 2 du simulateur.

Le nombre de cas simulés avec un développement d'escarre étant plus important que celui des cas n'ayant pas de développement d'escarres nous avons réalisé une autre étude de détection en prenant autant de cas menant à une escarre que n'y menant pas. Cette étude est détaillée dans le Tableau 9. Ce tableau montre les résultats d'une détection de comportements à risque d'escarres sur une distribution de simulation équilibrée vis-à-vis de l'état du fessier.

<i>Détection sur le pic d'efforts</i>	<i>Fessier sain</i>	<i>Fessier nécrosé</i>
<i>Nécrose non détectée</i>	92	27
<i>Nécrose détectée</i>	0	65
<i>Pourcentage d'erreur</i>	0 %	29 %

Tableau 9 : Résultat du détecteur pour un seuil de pression de 4 Pa comparés à l'état du fessier simulé.

Le Tableau 9 met en évidence que le détecteur de seuil optimal ne produit pas de fausse alarme, c'est-à-dire que ce détecteur ne va pas conclure que le fessier va se nécroser alors que c'est faux. D'un autre côté ce détecteur ne va pas détecter l'ensemble des comportements à risque d'escarres, il va se tromper dans environ 29% des cas.

Cette méthode de détection des comportements à risque d'escarres ne permet pas d'évaluer de manière fiable le risque pour différents patients ou pour différentes situations d'utilisation. En effet, les paramètres du modèle peuvent varier selon les patients utilisant le dispositif et aussi en fonction des conditions d'utilisation. Par exemple, le changement de position du patient modifie les épaisseurs de tissus au-dessus du capteur ou les paramètres des modèles des différents tissus qui peuvent varier en fonction de l'alimentation, des exercices physiques et de la prise de médicaments. La Figure 26 montre que le taux d'erreur ne descend qu'à un minimum de 29 % en faisant varier le seuil de détection. Cette méthode de détection n'est donc pas fiable et donne une conclusion erronée dans une grande partie des cas d'études.

Cette première méthode n'étant pas suffisamment précise pour notre étude, nous avons utilisé une deuxième méthode basée sur le calcul de la moyenne des efforts. Comme dans le chapitre 4.6, une fois la moyenne calculée, le détecteur la compare à un seuil d'effort puis prend une décision sur la possibilité de formation d'une escarre ou non. Nous avons compilé les résultats de cette étude dans le Tableau 5.

<i>Détection sur le pic d'efforts</i>	<i>Muscle sain</i>	<i>Muscle nécrosé</i>
<i>Nécrose non détectée</i>	72	42
<i>Nécrose détectée</i>	20	238
<i>Pourcentage d'erreur</i>	22 %	15 %

Tableau 10 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil sur la moyenne des efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres.

<i>Détection sur le pic d'efforts</i>	<i>Muscle sain</i>	<i>Muscle nécrosé</i>
<i>Nécrose non détectée</i>	92	27
<i>Nécrose détectée</i>	0	65
<i>Pourcentage d'erreur</i>	0 %	29 %

Tableau 11 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil sur la moyenne des efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres.

D'après le Tableau 10, nous constatons, que pour un seuil intermédiaire, le taux d'erreur est important quel que soit l'état simulé du fessier, comme pour la méthode de détection des pics d'effort. Cependant, comme on peut le voir sur le Tableau 11, pour une distribution des cas d'études équilibrés vis-à-vis des cas nécrosés ou non, on obtient 0 cas de détection erronée et 29% de cas de non-détection de cas de nécrose. Ce cas d'équilibrage est intéressant, car on

peut remarquer que l'équilibrage donne un taux d'erreur plus élevé et montre l'impact du faible nombre de simulations réalisées. En effet pour les prochaines versions du simulateur on pourra réaliser plus de simulations afin d'avoir une meilleure fiabilité des résultats des détecteurs.

On peut donc en conclure que cette méthode de détection des comportements à risque d'escarres ne permet pas non plus d'évaluer de manière fiable le risque pour différents patients ou pour différentes situations d'utilisation. La Figure 27 montre que le taux d'erreur ne descend pas en dessous des 17 % en faisant varier le seuil de détection. Cette méthode de détection n'est également pas fiable et donne une conclusion erronée dans au moins un quart des 372 cas d'études.

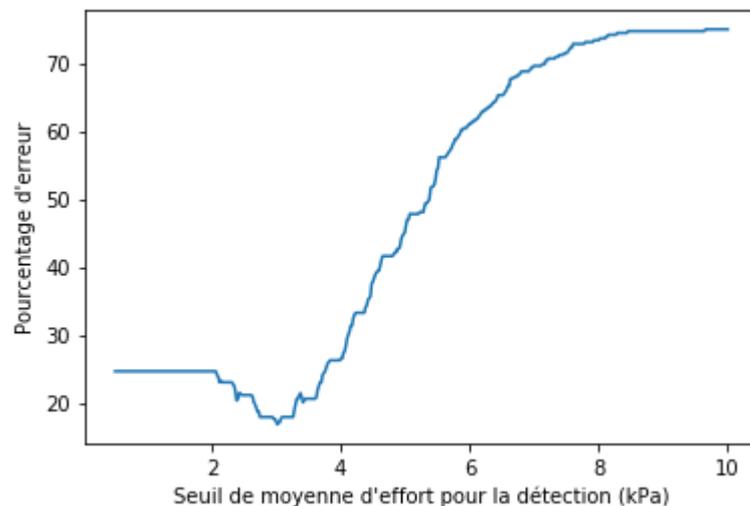


Figure 27 : Pourcentage d'erreur en fonction du seuil sur la moyenne des efforts pour la détection de comportements à risque d'escarres. Ces résultats sont obtenus avec la V2 du simulateur.

Suite aux résultats précédents, nous concluons que des méthodes simples de détection, à partir d'efforts mécanique au niveau de la peau du fessier, ne permettent pas de prédire de manière fiable les comportements à risque d'escarres

Nous proposons, pour la suite de ce travail, d'étudier la possibilité d'améliorer la détection des comportements à risque d'escarres grâce à l'analyse de facteurs intervenants dans la formation des escarres (Foster K.L., 2017), (Norton D., 1962). Ainsi donc nous allons simuler, mesurer et analyser le rôle et l'impact de la température et de l'humidité sur les différents tissus. Ces grandeurs physiques ont été choisies parce qu'elles sont considérées comme facteurs de risque de la formation d'escarres par une majorité des études qui les concernent (Nixon J., 2015).

En outre, nous proposons d'améliorer le simulateur dans l'objectif de pouvoir produire plus d'exemples de situation à risque ou non. Ce qui va nous permettre de pouvoir entraîner des algorithmes d'apprentissage automatique qui sont actuellement à la pointe de l'état de l'art dans le domaine de la détection (Chen Q., 2015), (Shon T., 2007).

Nous chercherons de plus à prendre en compte la composante dynamique du phénomène de développement des escarres. Cette composante dynamique se décompose en deux parties :

- La reperfusion (Liao F. et al., 2013), qui inclut une possibilité d'aggravation des risques d'escarres en diminuant la pression de manière répétée.

- La fatigue des tissus humains (Gefen A., 2005), qui inclue la variation des caractéristiques mécaniques des tissus humains avec le temps et les efforts appliqués.

6. Version 3 du simulateur

Pour cette troisième version du simulateur nous avons utilisé le logiciel Febio afin de réaliser de manière similaire à la seconde version du simulateur. Nous avons utilisé et amélioré l'interface en python créé pour la version 2 du simulateur. Cette interface n'est pas décrite dans ce document. Elle sert, en particulier, à l'automatisation des simulations nécessaires à la réalisation des courbes de ce document et à l'application des formules décrites ci-après.

Pour modéliser les différents tissus humains, nous avons utilisé les paramètres du Tableau 6 déjà utilisés pour la version 2 du simulateur. Cependant, nous avons concentré les améliorations de cette version 3 sur l'évolution des caractéristiques mécanique avec le temps lors de l'application continue d'une pression. Nous basons cette évolution sur l'étude (Gefen A., 2005) sur l'évolution du module de cisaillement du muscle lors de l'application d'une pression. Nous avons extrait les évolutions des modules de cisaillement reportées sur les Figure 28 et Figure 29.

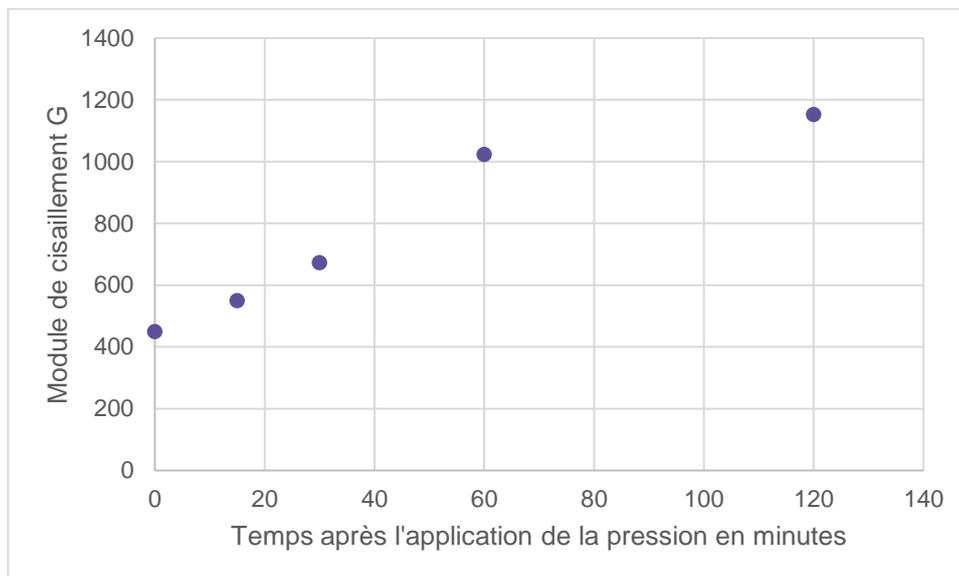


Figure 28 : Module de cisaillement (en Pa) en fonction du temps pour une pression appliquée de 35 kPa. Référence : (Gefen A., 2005).

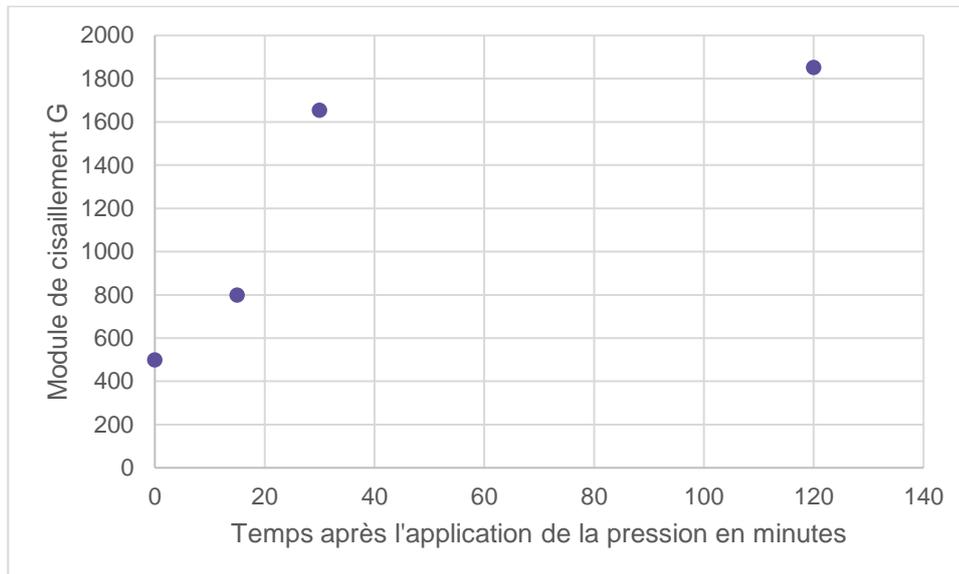


Figure 29 : Module de cisaillement (en Pa) en fonction du temps pour une pression appliquée de 70 kPa. Référence : (Gefen A., 2005).

À partir des Figure 28 et Figure 29 nous avons approximer l'évolution du module de cisaillement du muscle avec le temps lors de l'application d'une pression. L'approximation repose sur la forme exponentielle croissante de la courbe et est décrite ci-après :

$$\min \left[G_i + 20 * P * \left(\exp \left(t * \frac{P}{1750} - 1 \right) - \exp(-1) \right), G_i + 20 * P \right],$$

avec G_i le module de cisaillement en l'absence de pression, P la pression appliqué à l'élément de volume considéré et 20 et 1750 des valeurs calculées afin de faire correspondre au mieux les approximations et les données expérimentales. La valeur de 20 a été choisie, car elle représente le facteur multiplication de la pression P pour calculer l'augmentation maximale du module de cisaillement avec l'application d'une pression. La valeur de 1750 $\text{Pa}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ représente la valeur seuil de temps à partir de laquelle le phénomène d'évolution du module de cisaillement avec la pression sature. Cette valeur prend en compte le fait que ce temps critique dépend de la pression appliquée P . Il est intéressant de préciser que le phénomène semble saturer à une certaine valeur seuil représenté dans notre équation par la fonction min.

Grâce à cette équation nous pouvons approximer les valeurs expérimentale de manière satisfaisante comme montré sur les Figure 30 et Figure 31. Les Figure 30 et Figure 31 montrent la comparaison entre les valeurs expérimentales et les valeurs approximé des modules de cisaillement évoluant avec le temps lors de l'application d'une pression.

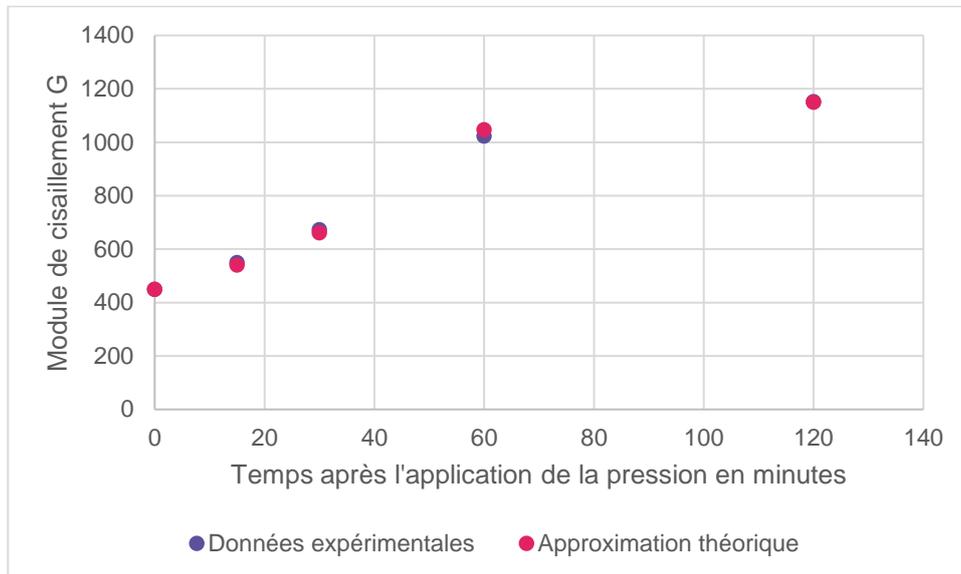


Figure 30 : Approximation du module de cisaillement du muscle (en Pa) en fonction du temps pour une pression appliquée de 35 kPa.

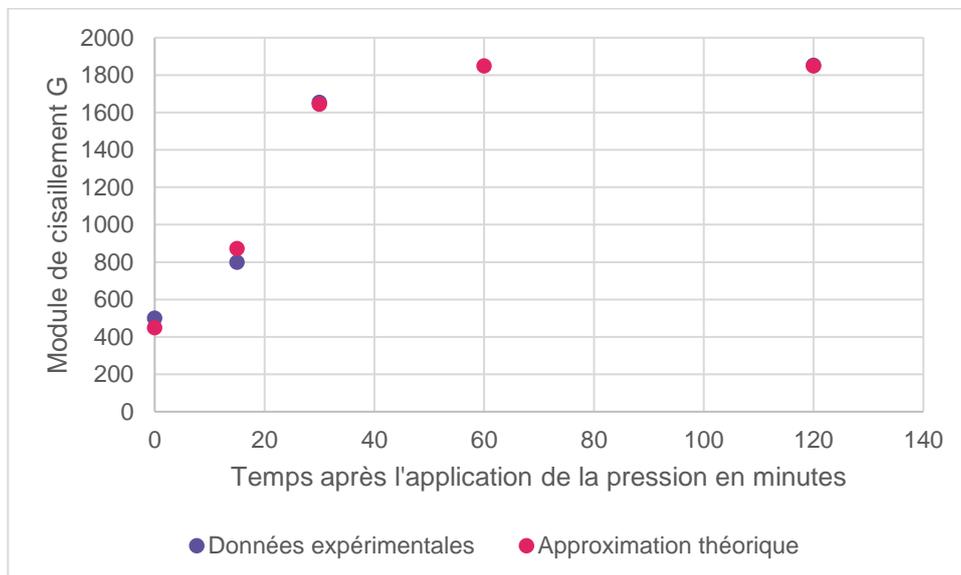


Figure 31 : Approximation du module de cisaillement du muscle (en Pa) en fonction du temps pour une pression appliquée de 70 kPa.

6.1 Impact des caractéristiques des tissus

Nous allons maintenant étudier l'impact des paramètres (C10, C01 et D1) du modèle de Moonley Rivlin des différents tissus sur les risques de formation des escarres. Les Figure 32, Figure 33 et Figure 34 montrent la proportion de tissu ayant atteint le seuil de pression nécessaire à la formation d'une escarre en fonction du paramètre C01 du modèle du tissu adipeux, du muscle et de la peau.

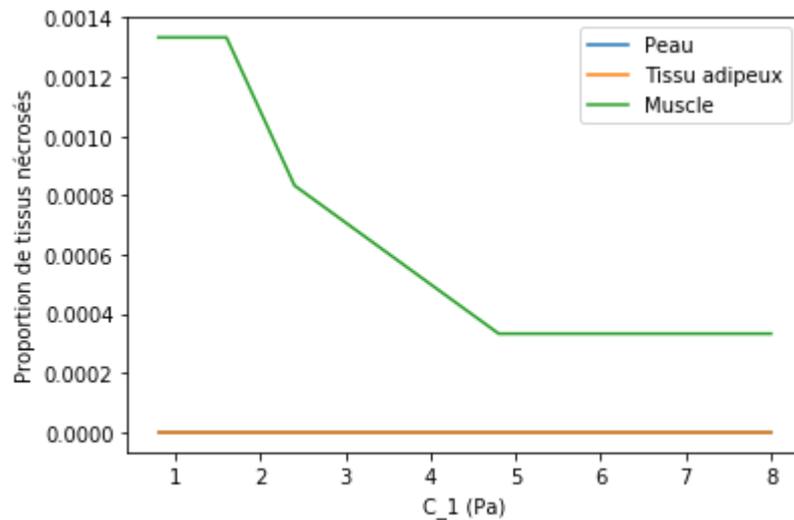


Figure 32 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de la valeur du paramètre C01 du modèle du tissu adipeux. On peut voir que la variation de ce paramètre réduit l'impact du phénomène de nécrose des tissus. La pression appliquée sur l'os lors de cette simulation est de 13 kPa.

La Figure 32 montre que l'augmentation du paramètre C01 du tissu adipeux permet une diminution de la proportion de tissu nécrosé dans le muscle. Le paramètre C01 du tissu adipeux a donc ici un rôle important dans l'amortissement diminuant la pression dans le muscle. Les caractéristiques du tissu adipeux du patient sont donc importantes dans la formation des escarres.

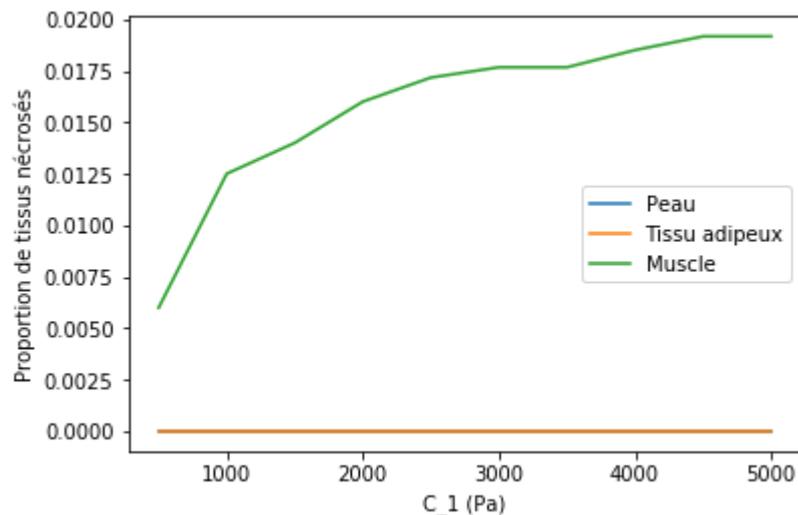


Figure 33 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de la valeur du paramètre C01 du modèle du muscle. On peut voir que la variation de ce paramètre augmente l'impact du phénomène de nécrose des tissus. La pression appliquée sur l'os lors de cette simulation est de 13 kPa.

La Figure 33 montre que l'augmentation du paramètre C01 du muscle entraîne une augmentation de la proportion de tissu nécrosé dans le muscle. Le paramètre C01 du tissu adipeux a donc ici un rôle important dans l'amortissement diminuant la pression dans le muscle. Les caractéristiques du tissu adipeux du patient sont donc importantes dans la formation des escarres.

Contrairement aux versions V1 et V2 du simulateur, dans cette V3 les paramètres C01 du tissu adipeux et du muscle ont une grande importance dans le phénomène de formation des escarres. En effet, une variation inférieure à un ordre de grandeur a un impact notable sur la proportion de tissus nécrosés. Ce fort impact est dû à l'évolution des propriétés mécaniques avec le temps lors de l'application d'une pression. La pression entraîne une augmentation du paramètre C01 proportionnellement à sa valeur initiale, ce qui explique son rôle plus important dans cette version du simulateur que dans les versions précédentes ne prenant pas en compte l'évolution dans le temps.

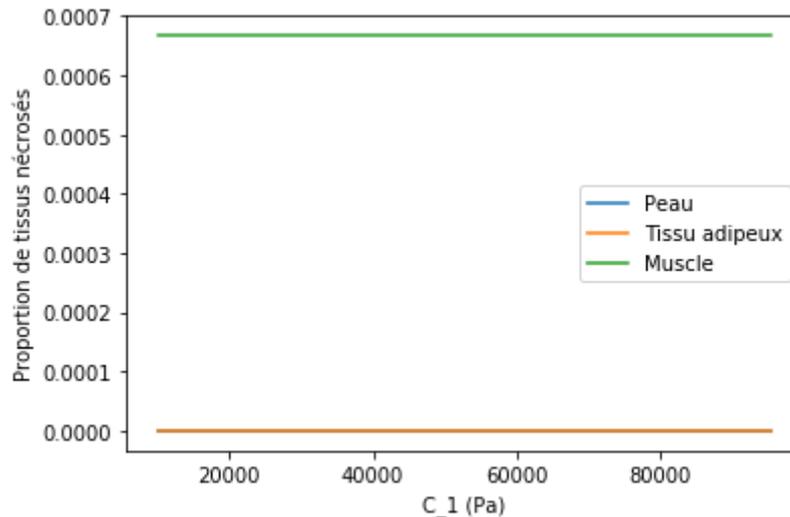


Figure 34 : Proportion de tissu nécrosé en fonction de la valeur du paramètre C01 du modèle de la peau. On peut voir que la variation de ce paramètre n'influe pas sur le phénomène de nécrose des tissus. La pression appliquée sur l'os lors de cette simulation est de 13 kPa.

On peut voir sur la Figure 23 que les variations du paramètre C01 n'influent pas sur la formation des escarres. De manière générale, nous avons constaté que seules les paramètres C01 et C10 avaient une influence notable sur la formation d'escarres.

« ----- **Fin des nouveaux travaux** ----- »

7. Récapitulatif des actions et avancements

Afin de suivre l'avancement de ce WP et pouvoir rapidement s'immerger dans les actions en cours, le tableau X suivant liste les différents livrables. Dans l'état de l'art « Simulation escarres », certains chapitres ne sont parfois que des résumés ou des résultats principaux, c'est pourquoi nous retrouvons les éléments détaillés dans les documents annexes suivants :

Livrable/tache	Nom du livrable + lien sharepoint	Nom des consultants ayant travaillé sur cet axe	Avancement
État de l'art sur les escarres	Etat de lart escarres.docx	Gillard Nicolas	Clos
État de l'art sur la modélisation des tissus humains	Méthodes elements finis.docx	Gillard Nicolas	Clos

Tableau 12 : Récapitulatif des livrables référencés dans ce document.

8. Documents utiles

Ce WP faisant partie d'un tout, le projet MEDICA-KERPAPPE, des documents génériques au projet ou réalisés dans le cadre d'autres WP du projet, peuvent permettre d'éclairer la compréhension de certains sujets. Le tableau ci-dessous liste donc ces documents annexes.

Documents projets utiles	Nom du livrable + lien sharepoint	Avancement
Nom document	1	En cours / Clos

9. Conclusion

Nous avons constaté que le manque de simulation du fessier humain de façon précise et personnalisé est une vraie contrainte à la résolution de la problématique de prévention des escarres. C'est dans ce cadre que nous avons mis au point une première version d'un simulateur qui reprend l'état de l'art en modélisant au mieux une partie des tissus humains et qui prend les efforts typiques qui s'appliquent sur l'os dans le cas d'une personne en position assise. Nous avons considéré que la formation d'escarres était un problème statique, c'est-à-dire que le problème ne nécessite de simulation qu'à un temps donné. De plus, nous avons considéré que les différents tissus humains pouvaient être considérés comme des pavés droits.

Cette simulation nous a permis de mettre en évidence le phénomène de protection des tissus par le muscle. En effet, nous avons pu mettre en évidence le fait que plus le muscle est épais, moins la formation d'escarres est possible. Ce résultat a été contrasté par l'amélioration du modèle mécanique de la peau qui a fait disparaître ce phénomène. Le changement de modèle de la peau a, de plus, entraîné un autre phénomène de protection des tissus dépendant de l'épaisseur de la peau. Ces phénomènes seront à confirmer avec les prochaines versions du simulateur.

Ce simulateur nous a aussi permis de tester des méthodes de détection des comportements à risque d'escarres. Nous avons pu démontrer que les méthodes actuelles de détection des comportements à risque ne sont pas fiables. En effet, nous avons montré que la détection de pic d'efforts ou de moyenne d'efforts au niveau externe de la peau ne permet pas de détecter de manière fiable les comportements à risque d'escarres.

Pour la suite de ces travaux, il serait intéressant de pouvoir faire correspondre la géométrie des tissus simulés à la géométrie réelle de ces tissus. Pour ce faire nous proposons de traiter des images IRM afin d'en extraire les différents tissus à modéliser.

D'autre part, il serait pertinent de prendre comme axe d'amélioration dans le simulateur le caractère dynamique de la formation d'escarres avec la fatigue des différents tissus humains ainsi que le phénomène de reperfusion (Liao F. et al., 2013). De plus, il serait judicieux d'incorporer les paramètres de température et d'humidité dans la simulation afin de pouvoir mettre au point un détecteur de comportements à risque fiable.

Nous pourrions aussi prendre en compte les changements de propriétés mécaniques avec le temps et les efforts subis par ces tissus (Gefen A., 2005).

Pour finir, actuellement le simulateur met environ une heure pour exécuter une modélisation complète. Il serait donc intéressant d'améliorer la vitesse d'exécution du simulateur afin de pouvoir utiliser des méthodes d'apprentissage automatique pour la détection de comportements à risque. En effet certaines méthodes d'apprentissage nécessitent au moins 10 000 cas d'étude avant d'être fiables. Avec le simulateur actuel, générer autant de cas d'étude prendrait environ 416 jours soit plus d'une année de calcul en continu ce qui n'est pas envisageable.

10. Bibliographie

- Beaudette P.-L. (2009). *Personnalisation des propriétés mécaniques des tissus mous du fessier humain par méthodes d'éléments finis et expérimentations In Vivo*. Montréal: École Polytechnique de Montréal.
- C.P. Kala, J. S. (2018). Epidemiological parameters and flap repair of pressure sore: A western India based institutional experience. *Journal of Skin*.
- Chen Q., Z. J. (2015). Evaluation of a Machine Learning Duplicate Detection Method for Bioinformatics Databases. *Association for Computing Machinery*, pp. 4–12.
- Dudley-Javoroski S., S. R. (2008). Muscle and bone plasticity after spinal cord injury: review of adaptations to disuse and to electrical muscle stimulation. *Journal of rehabilitation research and development*, 283--296.
- Foster K.L., B. L. (2017). SIRA+P: development and testing. *Journal of Pediatric Nursing*.
- Gefen A., G. N.-G. (2005). In vivo muscle stiffening under bone compression promotes deep pressure sores. *Journal of Biomedical Engineering*, pp. 512-524.
- Giangregorio L., M. N. (2006). Bone Loss and Muscle Atrophy in Spinal Cord Injury: Epidemiology, Fracture Prediction, and Rehabilitation Strategies. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 489--500.
- Jolivet E. (2007). *Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal*. Paris: ENSAM.
- Jolivet, E. (2007). *Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal*. Paris: ENSAM.
- Liao F. et al. (2013). Skin blood flow dynamics and its role in pressure ulcers. *Journal of Tissue Viability*.
- M. M. Verver, J. v. (2004). A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 7, pp. 193-203.
- Nixon J., N. E.-M. (2015). Pressure Ulcer Programme Of reSEarch (PURPOSE): using mixed methods (systematic reviews, prospective cohort, case study, consensus and psychometrics) to identify patient and organisational risk, develop a risk assessment tool and patient-reported outcome. *Programme Grants for Applied Research*.
- Norton D., M. R.-S. (1962). An investigation of geriatric nursing problems in hospital. London : Churchill Livingstone .
- Pilarczyk B.M. (2019). *Contributions of Muscle, Skin, and Adipose Tissue to Indentation Response, Assessed with Computational Arm Model Under Quasi-Static Conditions*. University of Waterloo .
- Shon T., M. J. (2007). A hybrid machine learning approach to network anomaly detection. *Information Sciences*.
- Tran H.V. (2007). *Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM*. Compiègne: Université de Technologie de Compiègne.
- Tran, H. (2007). *Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM*. Compiègne: Université de Technologie de Compiègne.

