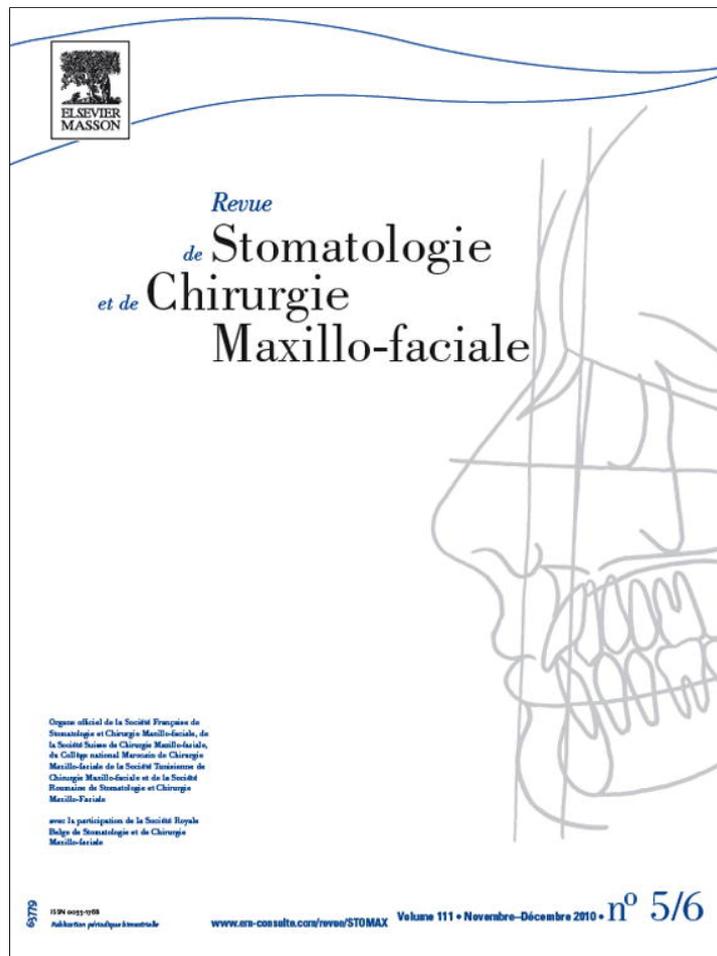


Provided for non-commercial research and education use.  
Not for reproduction, distribution or commercial use.



This article appeared in a journal published by Elsevier. The attached copy is furnished to the author for internal non-commercial research and education use, including for instruction at the authors institution and sharing with colleagues.

Other uses, including reproduction and distribution, or selling or licensing copies, or posting to personal, institutional or third party websites are prohibited.

In most cases authors are permitted to post their version of the article (e.g. in Word or Tex form) to their personal website or institutional repository. Authors requiring further information regarding Elsevier's archiving and manuscript policies are encouraged to visit:

<http://www.elsevier.com/copyright>



Reçu le :  
11 juin 2010  
Accepté le :  
11 octobre 2010  
Disponible en ligne  
24 novembre 2010

Disponible en ligne sur  

**ScienceDirect**  
 www.sciencedirect.com

## Propriétés mécaniques des membranes de collagène

Mechanical properties of collagen membranes used in guided bone regeneration: A comparative study of three models

M. Coïc<sup>a</sup>, V. Placet<sup>b</sup>, E. Jacquet<sup>b</sup>, C. Meyer<sup>c,\*</sup>

<sup>a</sup> Institut supérieur d'ingénieurs de Franche Comté (ISIFC), 23, rue Alain-Savary, 25000 Besançon, France

<sup>b</sup> UMR 6174, UFR sciences et techniques, institut FEMTO-ST, département mécanique, appliquée, 24, rue de l'Épitaphe, 25000 Besançon, France

<sup>c</sup> Service de chirurgie maxillo-faciale, CHU de Besançon, université Bourgogne-Franche Comté, laboratoire intervention imagerie ingénierie et innovation en santé (LI4S), EA Inserm 4268, IFR 133, boulevard Fleming, 25030 Besançon cedex, France

### Summary

**Objectives.** The peroperative rupture of a collagen membrane is a potential cause of complications and loss of effectiveness. The purpose of our study was to determine experimentally the mechanical properties (Young modulus, stress-strain curve, tensile strength) of three collagen membranes used in guided bone regeneration. These properties and isotropy were compared on dry and damp samples.

**Methods.** Standardized samples were tailored in three different membranes (Biomend Extend<sup>®</sup> [Zimmer Dental<sup>TM</sup>], Bio-Gide<sup>®</sup> [Geitslich<sup>TM</sup>], Neonem<sup>®</sup> [TBR<sup>TM</sup>]) in two orthogonal orientations. They were then anchored on an ElectroForce<sup>®</sup> 3230 Instrument (Bose<sup>TM</sup>) traction machine in a dry and wet state (soaking during 10 minutes in saline at 37 °C). The strain curves were analyzed to obtain the various mechanical values.

**Results.** No anisotropy was observed. The Biomend Extend<sup>®</sup> membranes were significantly more resistant in dry and damp states than others.

**Discussion.** The mechanical properties of collagen membranes are very different from one to another. Moistening of the membranes, unavoidable in vivo, considerably alters their mechanical properties. This data should be taken into consideration when choosing a membrane.

### Résumé

**Introduction.** La rupture peropératoire d'une membrane de collagène est une source potentielle de complications et de perte d'efficacité. Le but de notre travail était de déterminer expérimentalement les propriétés mécaniques (module de Young, courbe force/déformation, allongement à la rupture) de trois membranes de collagène utilisées en régénération osseuse guidée. Ces propriétés et l'isotropie ont été comparées sur des échantillons secs et humides.

**Matériel et méthode.** Des éprouvettes standardisées ont été taillées dans trois membranes (Biomend Extend<sup>®</sup> [Zimmer Dental<sup>TM</sup>], Bio-Gide<sup>®</sup> [Geitslich<sup>TM</sup>], Neonem<sup>®</sup> [TBR<sup>TM</sup>]), dans le sens de la longueur et de la largeur. Elles ont été mises en charge sur une machine de traction ElectroForce<sup>®</sup> 3230 Instrument (Bose<sup>TM</sup>) à l'état sec et humidifié (trempage de 10 minutes dans du sérum physiologique à 37 °C). Les courbes force/déformation ont été analysées pour restituer les différentes valeurs mécaniques.

**Résultats.** Aucune anisotropie franche n'a été notée. Les membranes Biomend Extend<sup>®</sup> ont été significativement les plus résistantes à l'état sec et à l'état humide. L'humidification des membranes a beaucoup diminué les propriétés mécaniques de toutes les membranes.

**Discussion.** Les propriétés mécaniques des membranes de collagène sont extrêmement différentes d'une membrane à l'autre.

### \* Auteur correspondant.

Service de chirurgie maxillo-faciale et de stomatologie, CHU de Besançon, hôpital Jean-Minjoz, boulevard Fleming, 25030 Besançon cedex, France.  
e-mail : christophe.meyer@chu-besancon.fr (C. Meyer).

© 2010 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

**Keywords:** Mechanical phenomena, Artificial membranes, Guided tissue regeneration

## Introduction

L'utilisation de membranes biologiques résorbables est d'usage courant en chirurgie pré-implantaire. Le but de ces membranes est de favoriser le processus de régénération osseuse guidée en isolant provisoirement le site opératoire pour éviter la colonisation par les fibroblastes [1,2]. Les propriétés physico-chimiques de la matrice de collagène favorisent l'hémostase et la cicatrisation [3,4].

Les caractéristiques biologiques des ces membranes (biocompatibilité, risque de transmission d'agents infectieux, origine allogénique ou hétérogénique, courbe de résorption) sont généralement indiquées par le fabricant. Leurs caractéristiques mécaniques (courbes force/déformation, allongement à la rupture, module de Young [E], iso-ou anisotropie) sont le plus souvent totalement ignorées alors qu'elles ont leur importance lors des manipulations et de la mise en place.

Le but de notre travail était de définir les propriétés mécaniques des trois membranes les plus utilisées dans notre service : membrane Biomend Extend<sup>®</sup> (Zimmer Dental<sup>™</sup>, Rungis, France), la membrane Bio-Gide<sup>®</sup> (Geitslich<sup>™</sup>, Wolhusen, Suisse) et la membrane Neonem<sup>®</sup> (TBR<sup>™</sup>, Toulouse, France).

## Matériel et méthode

Les tests mécaniques ont été effectués dans le laboratoire de mécanique appliquée de l'université de Franche-Comté à l'aide d'une machine de test de traction ElectroForce<sup>®</sup> 3230 Instrument (Bose<sup>™</sup>, Eden Prairie, Minnesota, États-Unis) munie d'une chambre de température paramétrée à 37 °C et possédant une amplitude de mise en charge allant d'un mN à 450 N (fig. 1). Les déplacements ont été évalués à l'aide de deux capteurs d'une amplitude respective de 2 mm et de 6,5 mm. La vitesse de déplacement a été de 0,2 mm/s. Le correcteur proportionnel intégral dérivé (PID), permettant de réguler l'asservissement de la vitesse de déplacement des mors, a été réglé à  $P = 0,183$  ;  $I = 0,00473$ ,  $D = -0,9$ .

Toutes les membranes ont été fournies gratuitement par les fabricants sous forme d'échantillons secs non-stériles.

La membrane Biomend Extend (Zimmer<sup>™</sup>), dérivée du tendon d'Achille de bovin (collagène de type I réticulé), a été utilisée selon le format commercialisé de 20 × 30 mm. La membrane

L'humidification, inévitable in vivo, altère beaucoup leurs propriétés mécaniques. Ces données peuvent être intégrées dans le choix d'une membrane.

© 2010 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

**Mots clés :** Propriétés mécaniques, Membranes artificielles, Régénération tissulaire guidée

Bio-Gide(Geitslich<sup>™</sup>), dérivée de collagène porcine (type I et III non-réticulés), a été utilisée selon le format commercialisé de 30 × 40 mm. La membrane Neonem(TBR<sup>™</sup>), dérivée du tendon d'Achille de bovin (collagène de type I réticulé), a été utilisée selon le format commercialisé de 15 × 20 mm.

Des éprouvettes d'une longueur totale de 20 mm et d'une zone de mise en charge effective de 10 mm de long et de 2 mm de large ont été découpées de manière standardisée sous loupe au moyen d'un cutter et mesurées au moyen d'un micromètre (fig. 2).

Pour mettre à jour une éventuelle anisotropie, liée à l'orientation des fibres de collagène au sein des membranes, deux éprouvettes ont été taillées dans le sens de la longueur et deux éprouvettes dans le sens de la largeur de chaque membrane à l'état sec (fig. 3). La valeur  $n$  ( $E_{max}/E_{min}$ ) a été utilisée comme indicateur de l'isotropie ( $n$  largement supérieur à 1 : forte anisotropie ;  $n$  proche de 1 : isotropie du matériau).



**Figure 1.** Machine de test de traction ElectroForce<sup>®</sup> 3230 Instrument (Bose, Eden Prairie, Minnesota, États-Unis).

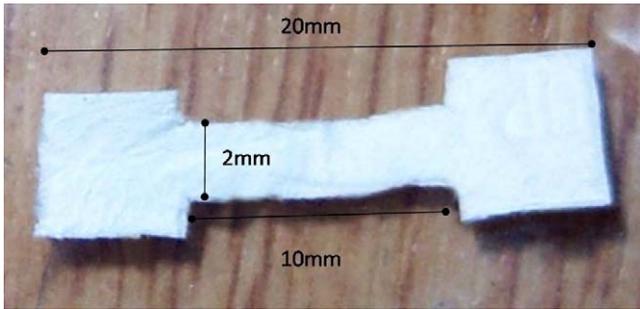


Figure 2. Exemple d'éprouvette avant sa mise en charge.

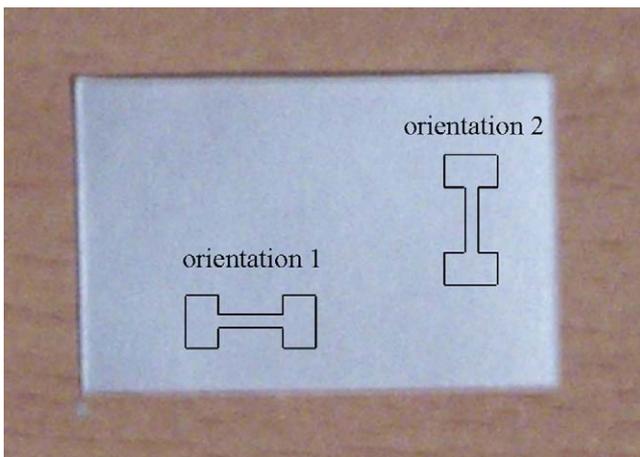


Figure 3. Orientations des éprouvettes pour l'analyse de l'isotropie des membranes. Orientation 1 : orientation dans le sens de la longueur. Orientation 2 : orientation dans le sens de la largeur.

La comparaison des propriétés mécaniques des membranes a été testée sur huit éprouvettes de la membrane Biomend Extend<sup>®</sup>, huit éprouvettes de la membrane Bio-Gide<sup>®</sup> et six éprouvettes de la membrane Neonem<sup>®</sup>. Nous avons comparé le comportement mécanique des éprouvettes à l'état sec et à l'état humide. Le protocole d'humidification a comporté, dans tous les cas, une immersion de

10 minutes dans une solution de NaCl à 0,9 % (Versol<sup>®</sup>, Lyon, France) à 37 °C, suivi d'un test immédiat. Les courbes force/déformation ont été enregistrées jusqu'à la rupture sous la forme de fichiers .tdf dédiés. Les valeurs ont été transférées dans un fichier .xls pour être analysées et en extraire les courbes contrainte/déformation. Le module de Young (E), la résistance à la traction et l'allongement à la rupture ont été calculés pour chacune des membranes, à l'état sec et humide.

## Résultats

Les courbes contrainte/déformation des tests sont représentées, pour chacune des trois membranes, dans les (fig. 4 à 6). Les courbes obtenues pour les différents échantillons ont été superposables en ce qui concerne les membranes Biomend<sup>®</sup> et Bio-Gide<sup>®</sup> mais plus variables concernant la membrane Neonem<sup>®</sup>.

La fig. 7 présente les résultats des tests d'isotropie. Les valeurs de  $n$  ( $E_{max}/E_{min}$ ) ont été proches de 1 (1,1 à 1,5), excluant l'existence d'une anisotropie marquée pour les trois membranes.

La fig. 8 indique les résistances moyennes de chaque membrane selon l'état hygroscopique.

La fig. 9 donne les valeurs moyennes d'allongement à la rupture. Le module de Young, la résistance à la traction et l'allongement à la rupture sont recensés dans le tableau 1.

Les différences entre les valeurs mécaniques des trois membranes testées étaient importantes à l'état sec ( $E$  allant de 700 à 90 MPa, résistance moyenne à la traction allant de 22,5 à 5,4 MPa, allongement moyen à la rupture allant de 31,3 à 5,6 %). Elles l'étaient aussi à l'état humide ( $E$  allant de 20 à 10 MPa, résistance moyenne à la traction allant de 3,5 à 1,6 MPa). Pour une même membrane, les valeurs mécaniques à l'état humide se dégradait de manière importante,  $E$  diminuant d'un facteur 35 (Biomend<sup>®</sup>) à 9 (Neonem<sup>®</sup>). Pour la membrane Bio-Gide<sup>®</sup>, cette dégradation a été telle qu'il n'a pas été possible de tester les éprouvettes à l'état humide

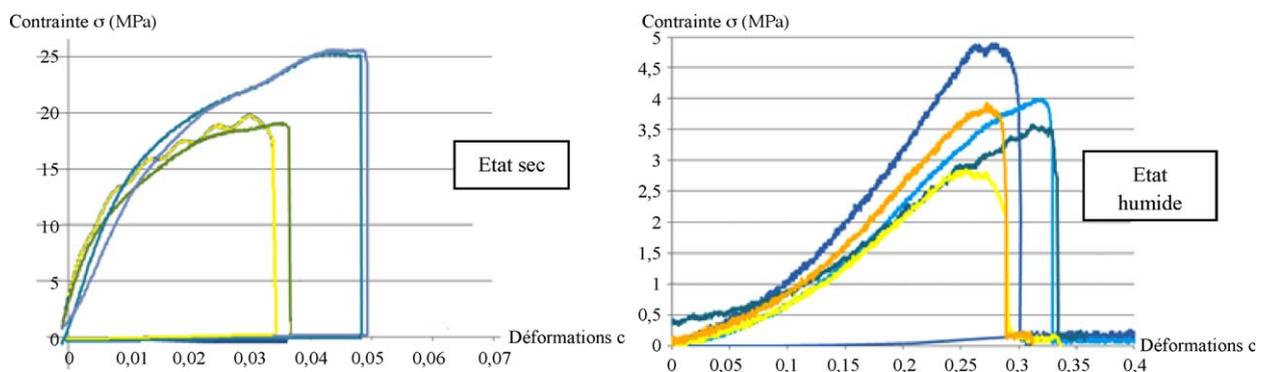


Figure 4. Membrane Biomend Extend<sup>®</sup> (Zimmer<sup>TM</sup>) : courbes de contrainte/déformation à l'état sec et à l'état humide. Tests effectués sur 4 membranes pour chaque état.

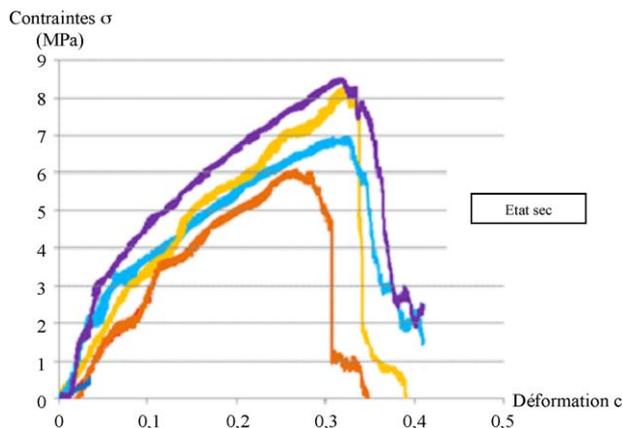


Figure 5. Membrane Bio-Gide® (Geistlich™) : courbes de contrainte/déformation à l'état sec. Tests effectués pour 4 membranes. Les tests à l'état humide ont été impossibles en raison d'une dégradation trop importante des propriétés mécaniques de ces membranes après humidification.

faute de fixation efficace entre les mors de la machine de traction.

### Discussion

Les propriétés mécaniques de membranes de collagène utilisées dans le cadre de la régénération osseuse guidée sont rarement indiquées par les fabricants. Ces données peuvent participer au choix d'une membrane. Une déchirure peropératoire complexifie le geste opératoire (difficulté de fixation, d'enfouissement...) et peut altérer les propriétés de barrière biologique et mécanique.

Notre étude montre que ces propriétés varient d'une membrane à l'autre et qu'il ne suffit pas de les manipuler à l'état sec pour avoir une bonne idée de leur résistance. Notre étude n'établit pas de lien entre les qualités mécaniques des membranes testées et leur efficacité biologique.

Les trois membranes étaient sensiblement isotropes, le rapport  $E_{max}/E_{min}$  n'a pas dépassé la valeur de 1,5.

Il n'est pas utile, sur le plan mécanique, d'orienter ces membranes lors de l'utilisation clinique. Ce résultat doit être nuancé, aucun fabricant n'indiquant si le mode de fabrication tient compte d'une éventuelle orientation privilégiée des fibres de collagène. Il est parfaitement possible que le sens de taille de nos éprouvettes ait été totalement aléatoire.

Seule une étude microscopique des membranes pourrait nous renseigner plus précisément.

Les propriétés mécaniques varient beaucoup d'une membrane à l'autre quelle que soit son hygrométrie.

À l'état sec, la membrane Biomend Extend® a été de loin la membrane la plus résistante. La membrane Bio-Gide® et la membrane Neonem® étaient mécaniquement similaires et significativement moins résistantes que la précédente. Ces résultats confirment les impressions cliniques subjectives, la membrane Biomend Extend® se déformant visiblement moins lors des manipulations. Cette différence de comportement mécanique ne s'explique pas par la seule différence de type de collagène puisque Biomend Extend® et Neonem® utilisent le même type de collagène. L'épaisseur et/ou les procédés de fabrication différents sont probablement en cause.

L'humidification des membranes est inévitable en pratique clinique, ces membranes étant, par définition, au contact des liquides biologiques (sang, salive). Dans tous les cas l'humidification a diminué les valeurs mécaniques, d'un facteur 35 pour la membrane Biomend Extend® (la plus résistante du test) et d'un facteur 9 pour la membrane Neonem® (TBR™). La dégradation a été telle pour la membrane Bio-Gide (Geistlich™) que les tests n'ont pas pu être réalisés. Humide, la membrane Biomend Extend® perd son aspect rigide, elle devient plus malléable et reste la plus résistante du lot.

La membrane Bio-Gide® a le plus fort allongement à la rupture à l'état sec, mais avec une résistance à la traction faible.

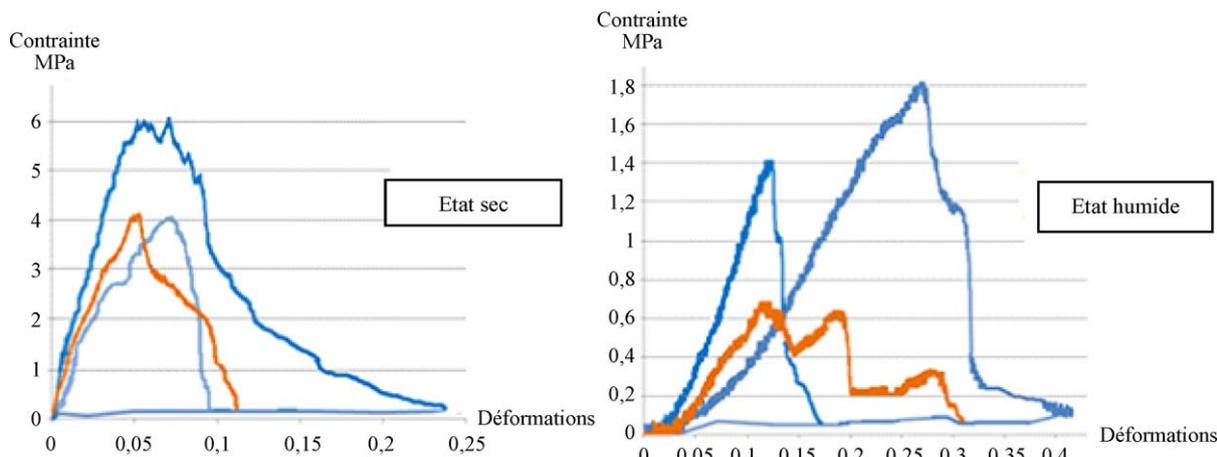


Figure 6. Membrane Neonem® (TBR™) : courbes de contrainte/déformation à l'état sec et humide. Test effectués sur trois membranes pour chaque état.

Tableau I

Tableau récapitulatif des valeurs mécaniques moyennes (et extrêmes) des trois membranes testées. (E : module de Young).

Modèle	Valeurs mécaniques	État sec	État humide
Biomend Extend® (Zimmer™)	E (MPa)	700 (± 40)	20 (± 3)
	Résistance moyenne à la traction (MPa)	22,5 (± 0,5)	4
	Allongement moyen à rupture (%)	7,9	25
Bio-Gide® (Geistlich™)	E (MPa)	105 (± 20)	–
	Résistance moyenne à la traction (MPa)	15 (± 0,8)	–
	Allongement moyen à rupture (%)	31,35	–
TBR® (Neonem™)	E (MPa)	90 (± 5)	10 (± 2)
	Résistance moyenne à la traction (MPa)	5,33 (± 0,6)	1,6 (± 0,2)
	Allongement moyen à rupture (%)	5,6	26 (± 3)

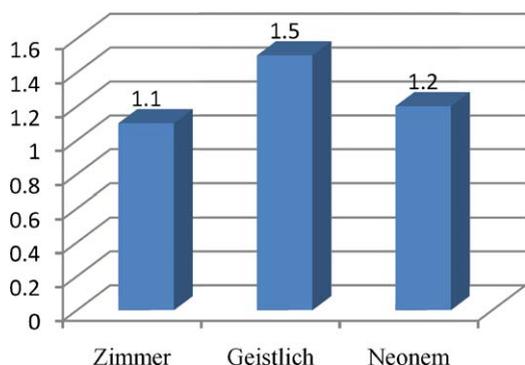


Figure 7. Valeurs moyennes des n (en ordonnées) selon le modèle de membrane.  $n = E_{maximal}/E_{minimal}$ , si n est proche de 1, le matériau est isotrope, plus n est supérieur à 1 plus l'anisotropie est importante. Valeurs obtenues à l'aide de deux éprouvettes dans chaque orientation

Les deux autres membranes ont un allongement du même ordre mais avec une résistance à la traction beaucoup plus importante pour la membrane Biomend Extend®. En condition humide, les membranes Biomend Extend® et Neonem® ont un allongement avant rupture équivalent mais la première conserve une résistance à la traction deux fois supérieure.

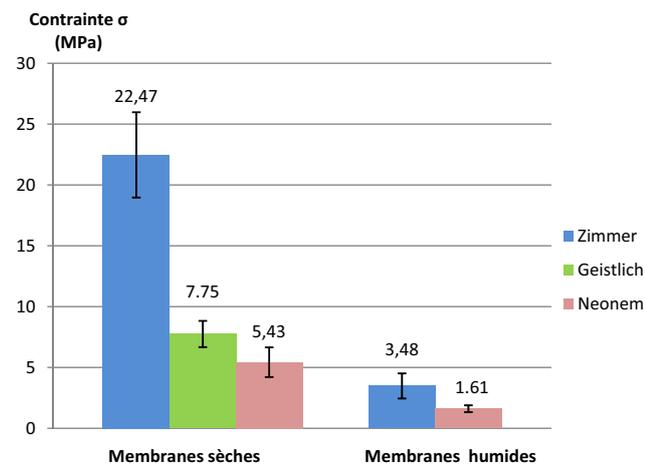


Figure 8. Valeurs moyennes des résistances à la traction (contrainte à la rupture en MPa) pour chacun des trois modèles de membranes.

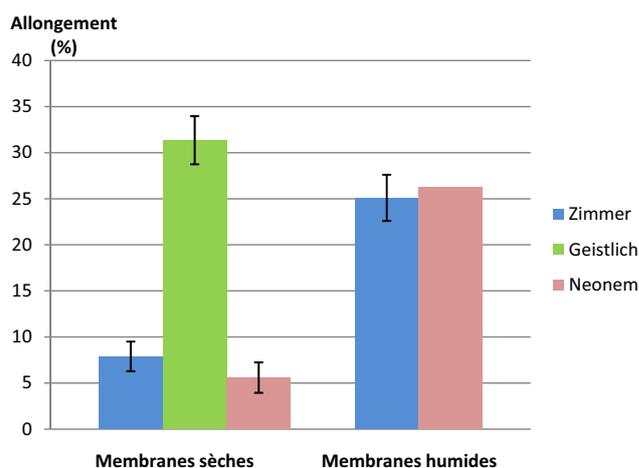


Figure 9. Valeurs moyennes des allongements à la rupture (en %) pour chacun des trois modèles de membranes.

Le faible nombre d'essais, lié à la quantité d'échantillons que certains fabricants ont accepté de mettre à notre disposition, est un facteur limitant pour l'interprétation de nos résultats.

### Conflit d'intérêt

Aucun.

### Références

- [1] Payne JM, Cobb CM, Rapley JW, Killoy WJ, Spencer P. Migration of human gingival fibroblasts over guided tissue regeneration barrier materials. *J Periodontol* 1996;67:236–44.
- [2] Marinucci L, Lilli C, Baroni T, Becchetti E, Belcastro S, Calducci C, et al. In vitro comparison of bioabsorbable and non-resorbable membranes in bone regeneration. *J Periodontol* 2001;72:753–9.
- [3] Kasaj A, Reichert C, Götz H, Röhrig B, Smeets R, Willershausen B. In vitro evaluation of various bioabsorbable and nonresorbable barrier membranes for guided tissue regeneration. *Head Face Med* 2008;4:22–9.
- [4] Parrish LC, Miyamoto T, Fong N, Mattson JS, Cerutis DR. Non-bioabsorbable vs. bioabsorbable membrane: assessment of their clinical efficacy in guided tissue regeneration technique. A systematic review. *J Oral Sci* 2009;51:383–400.