Quand les textiles vous soignent

Bernard Martel¹, Christine Campagne²,
Nemeshwaree Behary Massika²

► Les textiles sont largement utilisés dans le domaine biomédical, en particulier dans les pansements, ou en tant qu'implants pour le renfort ou le remplacement d'organes endommagés. De nos jours ils acquièrent des fonctionnalités de plus en plus élaborées, en contribuant activement à la cicatrisation, à la régénération de tissus lésés, ou en luttant contre l'infection ou la thrombose. On fait appel à des technologies de filage élaborées de polymères biostables ou biorésorbables, de traitement de surface ainsi qu'aux nanotechnologies pour créer des textiles dits bio-actifs. Une activité sur le moyen ou le long terme est obtenue par greffage de la molécule active sur la fibre par des liaisons chimiques stables, ou une activité temporaire *via* des systèmes « réservoirs » à base d'hydrogels ou de cyclodextrines libérant le principe actif *in situ*. Cet article a pour objet de décrire de manière non exhaustive un état de l'art des différentes stratégies d'obtention de textiles biomédicaux actifs ou intelligents à travers les récents travaux menés dans le laboratoire Génie des matériaux textiles (GEMTEX) de l'École nationale supérieure des arts et industries textiles (ENSAIT) à Roubaix et de l'unité CNRS 8207 UMET, en collaboration avec l'unité Inserm U1008 de l'université de Lille. ◀

Grâce aux technologies textiles modernes on peut aujourd'hui fabriquer des textiles techniques à partir de fibres non tissées, tissées, tressées ou tricotées aux formes plus ou moins complexes, adaptées à de multiples utilisations dans le domaine médical. Les trois grands secteurs d'utilisation sont les dispositifs de soins et de thérapies, les dispositifs de diagnostic et de surveillance, et les dispositifs de protection et d'hygiène. Les produits utilisés pour les soins et les thérapies peuvent être considérés, d'un point de vue régle-

¹Université de Lille 1, unité des matériaux et transformations UMET UMR CNRS 8207, cité scientifique, F-59655 Villeneuve d'Ascq, France.

²École Nationale Supérieure des Arts et Industries Textiles, laboratoire Génie des Matériaux Textiles GEMTEX, 2, allée Louise et Victor Champier, BP 30329, F-59056 Roubaix Cedex 1, France.

bernard.martel@univ-lille1.fr

mentaire, comme des dispositifs médicaux. On retrouve dans cette catégorie, les orthèses et textiles compressifs, les pansements, les fils de sutures, les patches, les implants ou prothèses textiles.

Les textiles jouent un rôle filtrant (par exemple les masques respiratoires), de protection (les pansements), de renforcement d'organes (pour les hernies de la paroi inguinale, les pro-lapsus), ou remplacent des organes défaillants (les artères, les tendons) et sont présents dans un grand nombre de dispositifs médicaux. Actuellement les textiles évoluent dans le sens où ils participent activement à la cicatrisation, activent ou inhibent la thrombose, supportent la régénération des tissus (l'os, la peau, les nerfs, etc), et préviennent les complications post-opératoires (contre les infections, les adhérences, la douleur). On parle alors de textiles bio-actifs.

Pour conférer ces fonctionnalités très spécifiques aux textiles, des technologies de filage sont exploitées comme la voie fondue¹ et l'*electrospinning*², qui permettent d'incorporer des principes actifs dans la masse de la fibre, ou des techniques de traitement de surface (plasma, bombardement électronique, polymérisation sous ultra-violets, laser excimère³, etc.), qui permettent l'immobilisation de molécules bio-actives à la surface des fibres. Ces deux approches confèrent au textile une activité sur le long terme. Une seconde stratégie consiste à immobiliser de façon provisoire, puis à libérer de manière prolongée sur une certaine durée, des agents thérapeutiques (anti-inflammatoires, analgésiques, anti-microbiens). Le textile est dans ce cas fonctionnalisé en surface par un système « réservoir » souvent à base d'hydrogels

¹ Le polymère est fondu et extrudé en filaments qui sont refroidis et transportés sur un tapis pour former un voile.

² L'*electrospinning* est un procédé de mise en œuvre des polymères permettant l'élaboration de membranes non-tissées nanofibreuses (fibres d'un diamètre de l'ordre de 50 nm à 1 µm) à partir de solutions de polymères ou de polymères à l'état fondu, sous l'action d'un champ électrique.

³ Type de laser émettant une lumière ultraviolet.

Figure 1. A. Formation d'un complexe d'inclusion réversible entre une cyclodextrine et un principe actif. B. Polymérisation de la cyclodextrine avec l'acide citrique sous traitement thermique. C. Enrobage d'une fibre textile par le polymère de cyclodextrine par procédé de foulardage/exprimage/chauffage, (a) sans cyclodextrine, (b) après traitement (clichés de microscopie électronique à balayage).

de polymères d'origine naturelle (carraghénanes⁴, hydroxypropyl-cellulose, gélatine, collagène) ou encore de cyclodextrines, qui interagiront avec les principes actifs par l'intermédiaire d'interactions de faible énergie permettant leur libération plus ou moins rapide.

Les textiles bio-actifs par fonctionnalisation de surface

Les cyclodextrines

Les cyclodextrines (CD) sont issues de la dégradation enzymatique de l'amidon. Elles présentent une structure annulaire dont l'extérieur est hydrophile, et dont l'intérieur constitue une cavité hydrophobe à l'origine de leur propriété originale de formation de *complexes d'inclusion*, permettant le piégeage de divers principes actifs à caractère hydrophobe (Figure 1A). Les cyclodextrines sont ainsi couramment utilisées en pharmacologie comme vecteurs de principes actifs et en pharmacie galénique comme excipients. Le complexe d'inclusion étant soluble en milieu aqueux et réversible, la molécule « invitée » est vectorisée vers sa cible où elle est libérée.

Ainsi, un textile fonctionnalisé par la cyclodextrine présentera une capacité accrue d'adsorption d'agents bioactifs, qui seront ensuite libérés progressivement [1]. Dans le laboratoire UMET, la cyclodextrine (CD) a été immobilisée sur des fibres textiles naturelles, artificielles

et synthétiques par un procédé de chimie verte⁵ impliquant l'acide citrique comme agent de greffage et de réticulation (Figure 1B) grâce à un procédé de thermofixation par foulardage/exprimage/chauffage qui est couramment appliqué dans l'industrie textile. Ainsi des textiles en coton, laine, acide polylactique, polypropylène, polyéthylènetéréphthalate (PET) et polyamide ont été fonctionnalisés par des cyclodextrines selon le principe schématisé dans la Figure 1B-C [2, 3]. La cyclodextrine a été immobilisée sur une prothèse vasculaire, un implant de renforcement de hernie, un dispositif cellulosique utilisé en parodontologie, ou a été utilisée dans la fabrication d'un masque respiratoire de type FFP2 (*filtering facepiece particles 2*) conforme à la norme EN149⁶ [4]. Une évolution de ce procédé a été développée récemment en utilisant la technique du dépôt *couche-par-couche* (*layer-by-layer*), qui consiste à superposer alternativement sur le textile des couches auto-assemblées par interactions ioniques d'un polymère cationique (le chitosan) et d'un polymère anio-

⁴ Galactane extrait d'algues rouges.

⁵ La chimie verte, ou chimie durable ou renouvelable, est l'application des principes du développement durable à la chimie.

⁶ La norme EN149 définit trois classes d'efficacité de filtration pour ces masques, à savoir FFP1, FFP2 et FFP3.

Figure 2. A. Traitement d'un textile par dépôt couche-par-couche de polyélectrolytes. B. Procédé utilisé. CD : cyclodextrine.

nique de cyclodextrine (Figure 2A) formant ainsi des complexes de polyélectrolytes assurant la stabilité du film multicouche déposé sur le textile. Cette technique présente les avantages d'être non agressive pour le support (trempages successifs dans les solutions des deux polymères - Figure 2B - à température ambiante), et d'augmenter considérablement les propriétés réservoir du textile en ce qui concerne les principes actifs, grâce à une augmentation significative du taux de cyclodextrine immobilisé sur le textile [5]. En effet, quand le procédé de thermofixation (voir ci-dessus) permet d'atteindre une épaisseur de polymère de cyclodextrine déposé à la surface de la fibre de l'ordre du micromètre (voir Figure 1C), la superposition d'une vingtaine de couches par le procédé *couche-par-couche* peut conduire jusqu'au colmatage complet des pores du non-tissé, de type *melblown* (extrusion de polymère à l'état fondu formant des filaments étirés sous jet d'air), permettant d'adsorber de très grandes quantités de principes actifs (fonction « réservoir »). Dans ce système, le chitosan (biopolymère extrait de la carapace des crustacés) joue non seulement le rôle de liant entre les monocouches de cyclodextrine, mais contribue également aux propriétés bioactives du textile, grâce à ses propriétés antibactériennes, hémostatiques et pro-cicatrisantes.

Les dispositifs fonctionnalisés par la cyclodextrine peuvent être chargés, dans une seconde étape, par immersion dans des solutions contenant des principes actifs comme un antibiotique [6], un antiseptique [7], un agent antiviral [4], ou un anesthésiant local [8]. Ces agents actifs sont ensuite libérés localement dans les tissus en contact avec l'implant, ou dans la plaie, de façon prolongée, grâce à la dissociation progressive du complexe d'inclusion (Figure 3).

L'infection post-opératoire apparaissant à la suite d'une implantation de matériel prothétique est une complication récurrente. En chirurgie vasculaire, elle survient dans jusqu'à 6 % des cas provoquant un taux de mortalité de 50 % pour les prothèses aortiques. Des prothèses antibactériennes activées par des sels ou des nanoparticules d'argent, ou par un antibiotique comme la rifampicine, existent sur le marché. Ces agents bactéricides sont incorporés soit à l'intérieur de la fibre lors de son extrusion, soit lors de l'enduction de gélatine qui est appliquée pour que la prothèse textile soit étanche au sang. En pratique clinique, les prothèses actives à base d'argent sont surtout utilisées pour prévenir les infections de prothèses vasculaires (IPV). Elles sont donc utilisées en première intervention. Les prothèses imprégnées de rifampicine sont, quant à elles, utilisées en seconde intention, en cas de nécessité de remplacement d'une prothèse infectée. Néanmoins, on recense de plus en plus d'IPV polymicrobiennes causées par des germes de plus en plus résistants, notamment à la rifampicine. Il était donc pertinent de proposer un nouveau concept de système de libération sur mesure qui permettrait au chirurgien d'appliquer de façon extemporanée l'antibiotique ou l'agent antiseptique adapté au germe responsable de la pathologie infectieuse.

Figure 3. Concept d'un biomatériau textile fonctionnalisé par la cyclodextrine pour la libération d'un principe actif. Après l'étape d'immobilisation de la cyclodextrine, le textile est chargé par imprégnation dans une solution de principe actif, implanté ou posé sur la plaie, où il est libéré de manière prolongée.

Une première preuve du concept de la prothèse vasculaire adaptable à chaque type d'infection et à chaque cas clinique, a été développée⁷ avec pour objectif la fonctionnalisation par la cyclodextrine d'une prothèse vasculaire en polyester (Dacron®). Après avoir confirmé l'innocuité de la modification chimique de la prothèse *in vitro* et *in vivo*, celle-ci a été imprégnée de ciprofloxacine, de rifampicine ou de vancomycine. Des taux d'absorption en antibiotiques jusqu'à 6 fois supérieurs à ceux d'une prothèse vierge ont pu être mesurés. *In vitro*, une libération des antibiotiques a été observée pendant 7 jours et des tests de microbiologie impliquant six bactéries Gram⁺ et Gram⁻, ont montré une activité antibactérienne prolongée au-delà de 7 jours [9]. La prothèse a ensuite été imprégnée simultanément de deux antibiotiques de spectres complémentaires contre les souches Gram⁺ et Gram⁻ et a montré d'excellentes performances *in vitro* et *in vivo*, dans un modèle murin d'infection par *Escherichia coli* mais également par une souche de *Staphylococcus aureus* résistante à la méthicilline [10]. Cette prothèse présente donc les atouts suivants : (1) elle peut être imprégnée de façon extemporanée par un ou plusieurs antibiotiques ; (2) elle permet de lutter contre des souches bactériennes virulentes ou résistantes grâce à l'effet de synergie des antibiotiques de spectre d'activités complémentaires combinés sur la prothèse ; (3) elle sera efficace dans le cas d'infections polybactériennes.

Un second exemple d'utilisation des cyclodextrines⁸ avait pour objectif de réduire la douleur post-opératoire (environ 30 % des cas) suite à une réparation de hernie de la paroi abdominale (ou hernie incisionnelle), susceptible d'engendrer une douleur chronique. Le textile, qui se présente sous la forme d'un treillis, est fonctionnalisé par la cyclodextrine puis imprégné d'un anesthésique local, libéré *in situ* par l'implant de façon prolongée [8]. Des tests récents réalisés en utilisant un modèle développé spécifiquement chez le rat pour cette étude, ont montré une réduction significative de la douleur.

Fonctionnalisation antibactérienne de surface

Les agents antibactériens, les nanoparticules d'argent et le triclosan ne sont pas sans conséquence en termes de toxicité, de résistance bactérienne ou de pollution de l'eau ou environnementale [11]. La réglementation européenne REACH (*registration, evaluation, authorization and restriction of chemicals*)⁹ encadre l'utilisation des principes actifs biocides qui présentent des toxicités pour l'homme, les animaux ou l'environnement, ou qui contribuent à l'émergence des phénomènes d'antibiorésistance [12] et de sélection de résistances.

Deux molécules antibactériennes d'origine biologique, l'une végétale (la curcumine) et l'autre (la nisine) synthétisée par un microorganisme (*Lactococcus lactis*), qui présentent de nombreuses propriétés biologiques, ont été utilisées pour fonctionnaliser les textiles constitués de PET (polyéthylène téréphtalate) – un polyester non biodégradable utilisé dans de nombreux dispositifs médicaux textiles. Des procédés éco-technologiques de traitement de surface des fibres de polyester, comme le plasma atmosphérique sous air ou l'excimère sensible aux ultra-violets, ont été utilisés pour permettre un meilleur accrochage des agents antibactériens ou d'un agent liant, capable de piéger et de libérer la molécule bioactive.

La curcumine a été l'objet d'une attention importante en raison de son large spectre d'activités biologiques et pharmacologiques [13]. Des recherches approfondies sur les applications médicales de la curcumine ont en effet montré ses propriétés antioxydantes, anti-inflammatoires, anti-cancéreuses et ses capaci-

⁷ Collaboration entre l'UMET, l'unité Inserm U1008 et la société Pérouse Médical.

⁸ Collaboration entre l'UMET, l'unité Inserm U1008 et la société Cousin Biotech qui fabrique et commercialise des implants textiles pour le renforcement de la paroi péritonéale destinés à la réparation de la hernie.

⁹ REACH est un règlement de l'union européenne adopté pour mieux protéger la santé humaine et l'environnement contre les risques liés aux substances chimiques. Il encourage également des méthodes alternatives pour l'évaluation des dangers liés aux substances afin de réduire le nombre d'essais sur animaux.

Figure 4. Modélisation de la répartition des molécules de nisine immobilisées dans les films d'alginate fixés à la surface de PET (pré-activés ou non par plasma), avant et après gonflement dans un milieu aqueux. PET : polyéthylène téréphthalate.

tés de cicatrisation. Les études utilisant des indicateurs bactériens ont de plus montré qu'elle présente une activité antibactérienne et antivirale. Elle peut également trouver une application dans la photothérapie du psoriasis. Dahl *et al.* [14] ont montré que la curcumine est active à faibles concentrations contre *S. aureus*, mais également contre *E. coli* à des concentrations plus élevées et en présence de lumière. Des recherches menées au GEMTEX ont montré qu'une pré-activation de surface des fibres de PET par la technique d'excimère ultra-violet, suivie d'une fonctionnalisation en masse par la technique de diffusion, permet de fixer les molécules de curcumine dans la fibre du polyester, et à la surface fibreuse, par la technique de chimie-sorption. Cette méthodologie permet de conférer des propriétés antibactériennes qui persistent lors des lavages [15] (Figure 4).

La nisine est une molécule antibactérienne. Elle est utilisée dans les emballages alimentaires [16] et est appliquée sur des produits pharmaceutiques, médicaux ou d'hygiène [17]. La nisine est un peptide constitué de 34 acides aminés avec une masse moléculaire de 3 500 Da. Elle est produite par la bactérie *L. lactis*. Elle interfère avec la croissance de bactéries Gram⁺ comme *S. aureus*, *L. monocytogenes*, *C. perfringens* et *B. cereus* [18]. Elle est également efficace contre la souche résistante de *S. aureus* (MRSA : *methicillin-resistant Staphylococcus aureus*). Les molécules de nisine s'adsorbent sous forme de multicouches à la surface des fibres en PET activé par plasma atmosphérique. Cependant, comme la molécule n'agit que par mode *diffusion*, les molécules en contact direct avec la surface textile (avec ou sans activation plasma) et qui sont fortement adsorbées, perdent leur activité antibactérienne [19]. L'utilisation d'un polymère comme l'alginate de sodium permet de piéger la nisine dans un film mince solide fixé à la surface fibreuse. En milieu aqueux (solution bactérienne, ou eau), ce film solide forme un hydrogel permettant la diffusion du peptide, conférant des propriétés antibactériennes au textile (Figure 4). La vitesse de diffusion de la nisine dépend de la méthode de réticulation du film d'alginate, qui varie en fonction de la quantité d'agent réticulant (c'est-à-dire la quantité d'ions Ca^{2+}) utilisée [20].

Développement de fibres fonctionnelles

L'introduction de renforts inorganiques nanométriques est apparue comme un moyen économique de modifier les polymères afin d'améliorer les propriétés des matériaux [21]. Les nanoparticules sont utilisées dans l'industrie textile afin de modifier les caractéristiques de l'étoffe ou d'apporter une ou plusieurs fonctionnalités. Ainsi, elles sont utilisées lors d'opérations d'apprêtage des surfaces textiles pour des propriétés antimicrobiennes [22] ou sont dispersées en masse au sein des fibres pour le développement de fibres antimicrobiennes [23]. Le GEMTEX a développé des recherches pour la réalisation de filaments nanostructurés (des fibres de tailles micrométriques dans lesquelles des nanocharges sont incorporées par voie fondue). La mise en œuvre de filaments nanocomposites est réalisée en deux étapes principales : l'extrusion consiste à obtenir dans un premier temps le mélange final sous forme de granules qui sont destinés dans une deuxième étape à être filés en voie fondue (Figure 5).

Il existe depuis quelques années un réel engouement pour les polymères issus de ressources renouvelables. Ils sont utilisés de plus en plus en remplacement des polymères de commodité pour différentes applications industrielles. L'acide poly(lactique), PLA, est le leader du marché avec une part d'environ 43 % du fait de ses meilleures résistances mécanique et thermique et de sa facilité de mise en œuvre par rapport aux autres biopolymères [24]. Il est produit à partir de ressources 100 % renouvelables comme le maïs ou la betterave. Le PLA est biocompatible, biorésorbable et biodégradable. Il y a quelques années, ses propriétés particulières conjuguées au coût élevé de la matière première ont limité son application aux produits biomédicaux tels que les implants chirurgicaux, les supports de culture de cellules, les fils de sutures chirurgicaux résorbables [25]

Figure 5. Principe de l'élaboration de multifilaments nanostructurés en filage voie fondue à base de poly (acide lactique) et de nanocharges. PLA : acide poly(lactique).

où elles s'accumulent en s'enchevêtrant pour former une membrane tissée (Figure 6A). Celle-ci présente une surface spécifique pouvant atteindre 1 000 m²/g (contre quelques dizaines de m²/g pour les fibres micrométriques), des porosités très élevées, tout en présentant des tailles de pores à l'échelle de centaines de nanomètres, au moins dix à vingt fois inférieures à celles des voiles non tissés obtenus par les voies fondues *melblown* et *spunbond* (extrusion). Ainsi, grâce à ces caractéristiques, l'électro-

et les systèmes de libération contrôlée de médicaments [26]. À l'heure actuelle, il est largement disponible à des coûts relativement faibles [27]. Les textiles biosourcés antibactériens et biodégradables sous conditions contrôlées sont intéressants à plusieurs niveaux. Depuis quelques années, nous assistons à un changement du style de vie et de consommation dans les pays occidentaux. Une hausse de la demande pour des produits plus hygiéniques et plus respectueux de l'environnement est en effet observée. Dans ce contexte, le PLA antibactérien sous forme de fibres ou de tissus pourrait satisfaire diverses applications comme les masques de protection, les systèmes de filtration air/eau, les tissus d'ameublement pour limiter leur entretien domestique, mais surtout les linges hospitaliers [28].

Dans le cadre du projet Nanolac¹⁰ ayant pour but de produire des matériaux à forte valeur ajoutée à partir du PLA, des nanocharges inorganiques antibactériennes (à base d'argent, Ag ou de monoxyde de zinc, ZnO) ont été utilisées pour fonctionnaliser en masse le PLA par extrusion. Ces nanocomposites permettront la production de multifilaments pour la mise en œuvre de structures textiles. Des tests antibactériens ont montré une activité de ces matériaux textiles contre *K. pneumoniae* et *S. aureus* dès l'incorporation de 0,1 % d'Ag ou 3 % de ZnO.

La technologie de l'électrofilage (ou *electrospinning*) suscite actuellement un vif intérêt en recherche académique et dans l'industrie. Cette technique innovante permet de fabriquer des matériaux en nanofibres à base de polymères synthétiques, biosourcés ou naturels, biodégradables ou non. Les fibres de diamètre nanométrique sont obtenues par filage de solutions de ces polymères, sous l'action d'un champ électrique (de 10 à 30 kV). Les nanofibres sont collectées directement sur un collecteur conducteur (surface plane, rouleau, tapis roulant)

filage ouvre la voie à un large éventail d'applications de haute valeur ajoutée : la filtration, la catalyse, les séparateurs de batteries et le biomédical. Les membranes obtenues par *electrospinning* présentent une morphologie proche de celle de la matrice extracellulaire (MEC) et sont utilisées en ingénierie tissulaire et en médecine régénératrice, comme supports (ou *scaffolds*) pour la prolifération de différents types de cellules (par exemple, pour la réparation de nerfs [29], de la peau [30], pour la fabrication de vaisseaux sanguins [31] ou la régénération d'os [32]). Les réseaux de nanofibres peuvent aussi être utilisés comme systèmes de libération de principes actifs. Ainsi, des drogues telles que des antibiotiques, des anti-cancéreux, des protéines (par exemple, des facteurs de croissance), de l'ADN ou de l'ARN, ou des nanoparticules d'argent peuvent être incorporées aux nanofibres. Ces molécules sont en effet préalablement solubilisées ou dispersées dans la solution de polymère électrofilée et être ainsi piégées au cœur de celles-ci [33]. La diffusion du principe actif et/ou la cinétique de résorption du polymère permettent une libération prolongée de ce principe actif. Ceci diffère de la stratégie évoquée plus haut, où le principe actif était immobilisé à la surface de la fibre, donc en contact direct avec le milieu environnant. Des travaux récents menés au laboratoire UMET ont permis d'élaborer des nanofibres de chitosan (voir ci-dessus) incorporant un complexe d'inclusion fait de triclosan et de polymère de cyclodextrine où l'agent actif était immobilisé en surface de la fibre (et non dans la masse de celle-ci), donc en contact direct avec le milieu envi-

¹⁰ Projet du programme de coopération territoriale européenne INTERREG IV.

Figure 6. A. Principe de l'électrospinning. B. Schéma de la composition des nanofibres à base de chitosan et de polymère de cyclodextrine complexant le triclosan et cliché MEB (microscopie électronique à balayage) de la membrane obtenue. C. Courbe cinétique comparative mettant en évidence la diminution de l'effet burst et le ralentissement de la libération du triclosan dans des conditions dynamiques (35 ml/min) par des nanofibres avec et sans polymère de cyclodextrine. CHT : chitosan ; TCL : triclosan ; PCD : poly(cyclodextrine) (poly-CD) ; DDA : degré de désacétylation.

ronnant (Figure 6B). Cette stratégie a conduit à une libération *in vitro* de l'agent antibactérien dans des conditions dynamiques (sous un flux continu de milieu physiologique artificiel) pendant plusieurs semaines. Le graphe de la Figure 6C montre la courbe de cinétique de libération du triclosan et met en évidence une réduction sensible de l'effet burst (libération importante et immédiate) par une fibre à base de polymère de cyclodextrine par rapport au témoin à base de cyclodextrine non polymérisée. Des tests antibactériens ont montré une activité prolongée de ces membranes pendant plus de 7 jours contre *E. coli* et *S. aureus*. Ce résultat intéressant a été attribué à la diffusion ralentie du triclosan complexé au polymère de cyclodextrine, lui-même piégé au sein des fibres de chitosan par des interactions ioniques de nature identique à celles qui assuraient la cohésion de l'assemblage couche-par-couche décrit plus haut [34]. ♦

SUMMARY

When textiles help your recovery

Textiles are widely used in the biomedical domain, particularly in wound dressings or as implantable devices for strengthening or

even replacing some damaged organs. Nowadays they present more and more sophisticated functionalities contributing to the healing process, to the organs regeneration, and fight against infection or thrombosis. Advanced spinning technologies of biostable or bioresorbable polymers and surface treatment technologies are often used, as well as nanotechnologies, to implement two main strategies for development of bio-active textiles. A long or medium term technology is obtained by grafting the bio-active molecule through stable chemical bonds while a short term activity is produced by using "reservoir" systems such as hydrogels and cyclodextrins that release the active agents *in situ*. ♦

LIENS D'INTÉRÊT

Les auteurs déclarent n'avoir aucun lien d'intérêt concernant les données publiées dans cet article.

RÉFÉRENCES

- Cezar-Doru R, Oana P, Lacramioara O. Applications of cyclodextrins in medical textiles. *J Control Release* 2016 ; 224 : 146-57.
- Martel B, Weltrowski M, Ruffin D, et al. Polycarboxylic acids as crosslinking agents for grafting cyclodextrins onto cotton or wool fabrics. *J Appl Polym Sci* 2002 ; 83 : 1449-56.
- Martel B, Morcellet M, Ruffin D, et al. Finishing of polyester fabrics by cyclodextrins by using polycarboxylic acids as crosslinking agents. *J Incl Phenom Macrocycl Chem* 2002 ; 44 : 443-46.
- Brevet. Dispositif de filtration d'un flux d'air à activité antibactérienne et/ou antivirale et/ou antifongique et procédé de préparation d'un tel dispositif. Brevet : FR 2984 176 (A1).
- Martin A, Tabary N, Leclercq L, et al. Multilayered textile coating based on a α -cyclodextrin polyelectrolyte for the controlled release of drugs. *Carb Polym* 2013 ; 93 : 718-30.
- Blanchemain N, Karrouf Y, Tabary N, et al. Comparative study of vascular prostheses coated with polycyclodextrins for controlled ciprofloxacin release. *Carbohydr Polym* 2012 ; 90 : 1695-703.
- Tabary N, Chai F, Blanchemain N, et al. Functionalization of oxidized resorbable cellulose material for the prolonged release of antiseptic agents for periodontological applications. *Acta Biomater* 2014 ; 10 : 318-29.
- Vermet G, Degoutin S, Chai F, et al. Visceral mesh modified with cyclodextrin for the local sustained delivery of ropivacaine. *Int J Pharm* 2014 ; 476 : 149-59.
- Jean-Baptiste E, Blanchemain N, Neut C, et al. Evaluation of the anti-infectious properties of polyester vascular prostheses functionalized with cyclodextrin. *J Infect* 2014 ; 68 : 116-24.
- Jean-Baptiste E, Blanchemain N, Martel B, et al. Safety, healing, and efficacy of vascular prostheses coated with hydroxypropyl- β -cyclodextrin polymer: experimental in-vitro and animal studies. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2012 ; 43 : 188-97.
- Renaud FNR, Doré J, Mayer HA, et al. Les textiles antibactériens. *La Revue Industrielle de l'Écrit* 2004 ; 58 : 17-20.
- Russell A D, Tattawasart U, Maillard JY, et al. Possible link between bacterial resistance and use of antibiotics and biocide. *Antimicrob Agents Chemother* 1998 ; 42 : 2151-8.
- Priyadarsini KI. Photochemistry and photobiology of curcumin: studies from organic solutions, bio-mimetics and living cells. *J Photochem Photobiol* 2009 ; 10 : 81-95.
- Dahl TA, McGowan WM, Shand A, et al. Photokilling of bacteria by natural curcumin dye. *Arch Microbiol* 1989 ; 151 : 183-5.
- Kerkeni A, Gupta D, Perwuelz A, et al. Chemical grafting of curcumin at polyethylene terephthalate woven fabric surface using a prior surface activation with ultraviolet excimer lamp. *J Appl Polym Sci* 2011 ; 20 : 1583-90.
- Millette M, Tien CL, Smoragiewicz W, Lacroix M. Inhibition of *Staphylococcus aureus* on beef by nisin-containing modified alginate films and beads. *Food Control* 2007 ; 18 : 878-84.
- Arauz LJ, Jozala AF, Mazzola PG. Nisin biotechnological production and application: a review. *Trends Food Sci Technol* 2009 ; 20 : 146-54.
- Guerlavy P, Nolf P, Tholozan J.-L. Rapid cooling, moderate heat treatment and nisin addition influence cell homeostasis of *Clostridium perfringens* type A. *Int J Food Microbiol* 1998 ; 39 : 195-203.
- Kerkeni A, Behary N, Dhulster P, et al. treatment of woven polyester fabrics with respect to nisin adsorption and antibacterial activity. *Polymers for biomedical applications. J Appl Polym Sci (special issue)* : 2013 ; 129 : 866-73.
- Behary N, Kerkeni A, Perwuelz A, et al. Bioactivation of PET woven fabrics using alginate biopolymer and the bacteriocin nisin. *Text Res J* 2013 ; 83 : 1120-9.
- Bordes P, Pollet E, Avérous L. Nano-biocomposites: biodegradable polyester/nanoclay systems. *Prog Polym Sci* 2009 ; 34 : 125-55.
- Dastjerdi R, Montazer M, Shahsavan S. A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus of antimicrobial properties. *Coll Surf B Biointerf* 2010 ; 81 : 32-41.
- Murariu M, Doumbia A, Bonnaud L, et al. High-performance polylactide/ZnO nanocomposites designed for films and fibers with special end-use properties. *Biomacromol* 2011 ; 12 : 1762-71.
- Uryama H, Kanamori T, Kimura Y. Properties and biodegradability of polymer blends of poly(L-lactide)s with different optical purity of the lactate. *Mater Eng* 2002 ; 287 : 116-21.
- Lipinsky ES, Sinclair RG. Is lactic acid a commodity chemical. *Chem Eng Prog* 1986 ; 82 : 26-32.
- Vert M, Schwach G, Coudane J. Present and future of PLA polymers. *J Macromol Sci Pure Appl Chem* 1995 ; 32 : 787-96.
- Auras R, Harte B, Selke S. An overview of polylactides as packaging materials. *Macromol Biosci* 2004 ; 4 : 835-64.
- Singh R, Jain A, Panwar S, et al. Antimicrobial activity of some natural dyes. *Dyes Pigments* 2005 ; 66 : 99-102.
- Chiono V, Tonda-Turo C. Trends in the design of nerve guidance channels in peripheral nerve tissue engineering. *Prog Neurobiol* 2015 ; 131 : 87-104.
- Norouzi M, Boroujeni SM, Omidvarkordshouli N, et al. advances in skin regeneration: application of electrospun scaffolds. *Adv Health Mater* 2015 ; 4 : 1114-33.
- Ercolani E, Del Gaudio C, Bianco A. Vascular tissue engineering of small-diameter blood vessels: Reviewing the electrospinning approach. *J Tissue Eng Regen Med* 2015 ; 9 : 861-88.
- Yu X, Tang X, Gohil SV, et al. Biomaterials for bone regenerative engineering. *Adv Health Mater* 2015 ; 4 : 1268-85.
- Hu X, Liu S, Zhou G, et al. Electrospinning of polymeric nanofibers for drug delivery applications. *J Control Release* 2014 ; 185 : 12-21.
- Ouerghemmi S, Degoutin S, Tabary N, et al. Triclosan loaded electrospun nanofibers based on a cyclodextrin polymer and chitosan polyelectrolyte complex. *Int J Pharm* 2016 ; 513 : 483-95.

TIRÉS À PART

B. Martel

Bon de commande à retourner à EDP Sciences, 109, avenue Aristide Briand - 92541 Montrouge Cedex
Tél. : 01 41 17 74 05 - Fax : 01 49 85 03 45 - E-mail : francois.flori@edpsciences.org

NOM : Prénom :

Adresse :

Code postal : Ville :

Pays :

Fonction :

Je souhaite recevoir l'ouvrage **Pathologie tumorale des glandes salivaires** : 35 € + 3 € de port = **38 € TTC**

en exemplaire, soit un total de €

☐ Par chèque, à l'ordre de **EDP Sciences**

☐ Par carte bancaire : ☐ Visa ☐ Eurocard/Mastercard

Carte n° |

Signature :

Date d'expiration : | | | | |

N° de contrôle au dos de la carte : | | | | |

Tarifs d'abonnement **m/s - 2017**

Abonnez-vous
à médecine/sciences

> Grâce à **m/s**, vivez en direct les progrès
des sciences biologiques et médicales

Bulletin d'abonnement
page 110 dans ce numéro de m/s