Article original

De l'ère des polymères solubles à l'insoluble : l'évolution des protecteurs cutanés hydrocolloïdes grâce aux polymères super-absorbants

RÉSUMÉ

Il existe de nombreux protecteurs cutanés hydrocolloïdes (HSB) disponibles pour les patients stomisés, ce qui rend difficile la distinction entre les produits et les gammes de stomathérapie. Les matériaux utilisés pour formuler les HSB constituent un moyen de les classifier. Ici, je classe les HSB (traditionnels, imprégnés, insolubles) selon leurs matériaux. Plus précisément, je me concentre sur l'utilisation de polymères super-absorbants (SAP) dans les HSB, en mesurant leur capacité à gérer les fluides et leur durabilité. Cela a été réalisé en comparant trois produits HSB différents provenant de deux entreprises distinctes. Les résultats montrent les différences de performance entre deux types de SAP : les solubles et les insolubles (iSAP). Je démontre également comment la formulation avec un iSAP peut être optimisée en y ajoutant une propriété supplémentaire, comme l'équilibrage du pH, pour créer une formulation de HSB définie comme iSAP+.

Mots-clés produit de stomie, barrière cutanée hydrocolloïde, polymère super-absorbant, classification

Pour citation Defante AP. The soluble to the insoluble era: the evolution of hydrocolloid skin barriers through super-absorbent polymers. WCET® Journal. 2025;45(3)28-36.

DOI https://doi.org/10.33235/wcet.45.3.28-36

ABRÉVIATIONS

CMC – carboxyméthylcellulose
FAC – capacité d'absorption des fluides
GATS – test gravimétrique d'absorption
HSB – barrière cutanée hydrocolloïde
iSAP – polymère super-absorbant insoluble
iSAP+ – une formulation de HSB composée d'un polymère, super-absorbant insoluble avec tamponnement du pH
KOH – hydroxyde de potassium
MARSI – lésion cutanée péristomiale liée à l'adhésif médical
PMASD – lésion cutanée péristomiale liée à l'humidité
PSC – complications cutanées péristomiales
SAP – polymère super-absorbant
TEWL – perte en eau transépidermique

INTRODUCTION

Vivre avec une stomie présente de nombreux défis, et le maintien d'une peau péristomiale saine est l'un des plus cruciaux. Les complications cutanées péristomiales (PSC) contribuent de manière significative à l'inconfort, aux fuites de l'appareillage et à la dégradation de la qualité de vie. L'incidence rapportée des PSC varie de 36 % à 73 %[1], et une enquête menée dans 13 pays auprès de 4227 personnes stomisées a révélé que 73 % d'entre elles avaient présenté une PSC dans les six mois.[2] Ces données soulignent la nécessité de soins préventifs proactifs, d'un accompagnement infirmier stomique en temps opportun, et d'un choix fondé sur des données probantes en matière de barrières cutanées.

Deux mécanismes sont à l'origine de la plupart des PSC : les lésions cutanées péristomiales liées aux adhésifs médicaux (MARSI) et les lésions cutanées péristomiales liées à l'humidité (PMASD).[3,4]

Les MARSI surviennent lorsque les adhésifs des dispositifs de stomie adhèrent plus fortement à la peau que la cohésion des cellules cutanées entre elles.[3] Cela peut entraîner une déchirure cutanée, des cloques et des fissures. Le retrait répété des barrières cutanées peut éliminer les couches microscopiques de la peau, altérer la couche cornée et la rendre vulnérable à des lésions supplémentaires.

Les PMASD se développent lorsque l'humidité, qu'elle provienne de la transpiration, de la perte en eau transépidermique (TEWL) ou des effluents stomiaux (fécaux ou urinaires), entre en contact avec la peau.[4] La couche la plus externe de l'épiderme, la couche cornée, maintient un pH acide d'environ 4, formant un manteau acide qui protège l'intégrité de la peau et la défend contre les bactéries et les irritants. Cependant, les effluents stomiaux sont alcalins (pH ~ 8) et contiennent des enzymes digestives qui altèrent ce manteau acide, augmentent le pH cutané et endommagent l'épiderme, ce qui conduit inévitablement à des PSC.[5]

Au cœur des soins modernes en stomathérapie se trouve l'évolution des barrières cutanées hydrocolloïdes (HSB), conçues pour protéger et préserver l'intégrité de la peau. Les HSB sont formulées pour gérer les fluides et offrir une bonne adhérence, grâce à l'incorporation d'hydrocolloïdes, y compris, plus récemment, de polymères super-absorbants (SAP). Les SAP sont capables d'absorber et de retenir des quantités importantes de liquide. Ces matériaux offrent une protection renforcée contre les

Adrian P Defante, PhD
Chercheur principal en innovation de rupture
Hollister Inc, États-Unis
Email adrian.defante@hollister.com

lésions cutanées induites par l'humidité. En gérant efficacement l'humidité excessive et en favorisant une hydratation optimale de la peau, les barrières hydrocolloïdes intégrant des SAP promettent de meilleurs résultats cliniques, une diminution de l'incidence des PSC et une amélioration de l'expérience globale du patient.

Les performances de ces matériaux absorbants jouent un rôle essentiel dans la gestion de la santé de la peau péristomiale. Les SAP constituent un matériau de base utilisé dans la formulation des hydrocolloïdes cutanés.[6,7] Ces polymères sont capables d'absorber des quantités de liquide allant de 30 à 1000 fois leur poids. Les SAP ont globalement la capacité d'absorber les liquides, mais il existe des différences de vitesse d'absorption, de capacité et de solubilité selon le type de SAP. L'exploitation de ces différences de matériaux a conduit au développement de différents types et générations de HSB. Cet article classe les HSB selon l'origine, la capacité et la solubilité des SAP, et compare de manière systématique leurs propriétés en matière de gestion des fluides, de durabilité et de santé cutanée. En reliant la science des polymères à la performance clinique, nous visons à éclairer le choix des barrières fondé sur des données probantes et à promouvoir l'innovation continue en matière de technologies de stomie.

MATÉRIAUX UTILISÉS DANS LES BARRIÈRES CUTANÉES HYDROCOLLOÏDES

Les débuts des solutions matériaux pour les soins de stomie

George Deppy, la reine Caroline de Brandebourg-Ansbach et Margaret White comptent parmi les premières personnes connues ayant vécu avec une stomie.[8] En l'absence de produits spécialisés, les options pour gérer les effluents stomiaux étaient extrêmement limitées. Du XVIIIe siècle jusqu'aux années 1940, les personnes utilisaient souvent des dispositifs de collecte improvisés, comme des gants de toilette, des récipients métalliques, des sacs ou des éponges, fixés avec des bandes élastiques.[9-11]

L'un des premiers matériaux polymères utilisés pour l'adhérence cutanée dans les soins de stomie fut la gomme karaya — un polymère naturel extrait de la sève de l'arbre *Sterculia urens*. Initialement utilisée comme fixatif pour prothèses dentaires, la gomme karaya a été introduite dans les soins de stomie en 1952 par le Dr Rupert Turnbull, souvent considéré comme le père de la thérapie entérostomale.[12-14] Turnbull reconnut ses propriétés absorbantes comme étant bénéfiques pour la gestion des effluents stomiaux. Toutefois, la faible adhérence cutanée de la karaya nécessitait qu'elle soit combinée à d'autres matériaux polymères, tels que le cellulose carboxyméthylée (CMC), le poly (méthylvinyléther-co-anhydride maléique), le polyisobutylène, pour être efficace.[12]

La disponibilité croissante des polymères synthétiques, stimulée par la production de masse au milieu du XXe siècle, a permis le développement de matériaux plus avancés et fiables. Cette innovation marqua un tournant dans le développement des HSB, conçues spécifiquement pour répondre aux besoins des personnes vivant avec une stomie. Les premières formulations de HSB qui utilisent des polymères synthétiques, telles que Stomahesive™, sont apparues dans les années 1970.[15,16]

La figure 1 illustre l'évolution de la technologie de stomie. Les solutions pour vivre avec une stomie consistaient en des remèdes faits maison, utilisant des matériaux disponibles non conçus pour cet usage. Aujourd'hui, la technologie de soins de stomie repose essentiellement sur une barrière cutanée hydrocolloïde (HSB) et un système de collecte des effluent stomiaux. L'application des polymères a fondamentalement transformé le développement des technologies de stomie, permettant aux scientifiques et ingénieurs de concevoir des matériaux aux fonctions ciblées.

Polymères dans la formulation des barrières

Les deux principales caractéristiques de performance des barrières de stomie sont l'adhérence à la peau pour soutenir un système de collecte des effluents stomiaux et la gestion des fluides corporels, notamment l'absorption. Pour atteindre cette performance, les HSB sont composées d'un mélange de polymères hydrophobes et hydrophiles. Les polymères hydrophobes sont des polymères ayant une faible affinité avec l'eau. Ils assurent principalement l'adhésion à la peau et la durabilité pendant le port. Le polyisobutylène, les dérivés de copolymères à blocs de styrène et les polymères élastomères sont des exemples de polymères hydrophobes utilisés dans la formulation des HSB.[7,17] Les polymères hydrophiles sont des polymères ayant une forte affinité avec l'eau. Ils confèrent à la HSB la capacité d'absorber les effluents stomiaux et de gérer l'humidité cutanée. La majorité des polymères utilisés sont issus de sources naturelles, telles que la sève d'arbre, la pâte de bois ou les pelures de fruits. La gomme karaya, la CMC et la pectine sont des exemples spécifiques de polymères hydrophiles utilisés dans les HSB.[6,7,17]

Polymères super-absorbants

Les polymères hydrophiles utilisés dans les HSB peuvent également être appelés polymères super-absorbants (SAP). Les SAP peuvent être classés selon leur origine, leur capacité d'absorption de fluide ou leur solubilité. La figure 2 illustre les propriétés matériaux de deux SAP : le CMC et le polyacrylate de sodium, montrant qu'ils peuvent absorber de grandes quantités de fluide par rapport à leur poids. Les SAP utilisés dans les soins de stomie peuvent provenir des sources naturelles déjà mentionnées ou être produits synthétiquement. Le polyacrylate de sodium, l'alcool polyvinylique, la polyvinylpyrrolidone et l'anhydride maléique éthylène sont des exemples de SAP synthétiques.[18]

Les deux fluides utilisés pour les tests, soit l'eau et la solution saline à 0,9 % — représentent l'éventail des forces ioniques ou de salinités que l'on pourrait retrouver dans les effluents stomiaux.[19] Le CMC absorbe de grandes quantités d'eau, et le type de fluide n'influence pas sa capacité d'absorption. Le polyacrylate de sodium absorbe plus d'eau que de solution saline. Cela s'explique par le fait que les ions présents dans la solution saline peuvent perturber leur capacité à se lier aux molécules d'eau, réduisant ainsi leur capacité d'absorption. Le CMC a donc une capacité et une étendue d'absorption des fluides inférieures à celles du polyacrylate de sodium. Les SAP peuvent également être classés selon leur solubilité. À partir de ces résultats, les polymères super-absorbants (SAP) peuvent être caractérisés par leur capacité d'absorption des fluides et leur polyvalence.

Les SAP peuvent être classés selon leur solubilité. La solubilité est

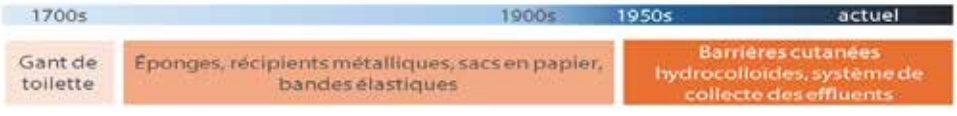


Figure 1. La progression des technologies de soins de stomie.

la capacité d'un polymère à se dissoudre dans un liquide. Les SAP solubles peuvent se dissoudre, tandis que les SAP insolubles (iSAP) ne le peuvent pas. Cela est dû aux liaisons croisées chimiques des iSAP, qui empêchent leur dissolution. La figure 3 montre la différence visuelle entre les SAP et les iSAP lorsqu'ils sont dispersés dans un liquide. La turbidité (par exemple, l'aspect trouble ou laiteux) du polyacrylate de sodium indique qu'il s'agit d'un iSAP.

En revanche, la clarté du CMC placé dans un liquide indique que ce polymère se dissout dans le liquide. Les différences dans la quantité de liquide absorbée par ces matériaux et leur capacité ou non à se dissoudre (leur solubilité) révèlent les différences de performance des polymères super-absorbants. Différents types de barrières cutanées hydrocolloïdes sont formulés en fonction des variations de ces propriétés des matériaux, telles que la capacité d'absorption et la solubilité.

MATÉRIAUX ET MÉTHODES

Matériaux : Trois marques différentes de barrières cutanées hydrocolloïdes (HSB) ont été testées : Nova™ et TRE™ (fabriquées par Dansac A/S) et SenSura Mio™ (fabriquée par Coloplast A/S). Afin de tenir compte des variations de performance et de fabrication, trois lots de production de chaque marque ont été testés.

L'étude a sélectionné des HSB différenciées selon le type de SAP afin de permettre une comparaison au sein d'une même marque et entre deux marques différentes. Cela a permis de comparer les mêmes matériaux au sein d'une même marque ainsi que les mêmes matériaux entre deux marques différentes. Cela a également permis la comparaison de deux matériaux différents provenant de marques différentes.

Méthodes

Test d'absorption gravimétrique (GATS) : 50 mg de poudre de polymère ont été placés sur un filtre en verre. Un fluide a été injecté à travers le filtre à partir d'un réservoir relié à une balance. À mesure que l'absorption se produisait, les variations du poids du réservoir de fluide ont été surveillées au fil du temps afin d'évaluer la vitesse d'absorption.

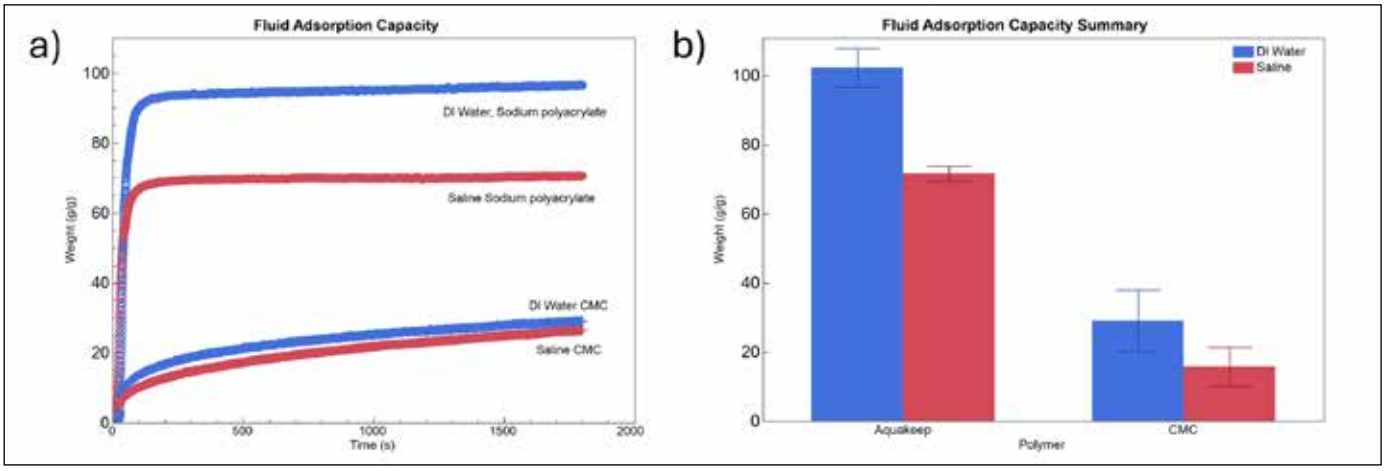


Figure 2. Mesures de capacité d'absorption des fluides montrant le comportement d'absorption de a) deux fluides et b) le résumé de la capacité d'absorption de deux polymères différents.

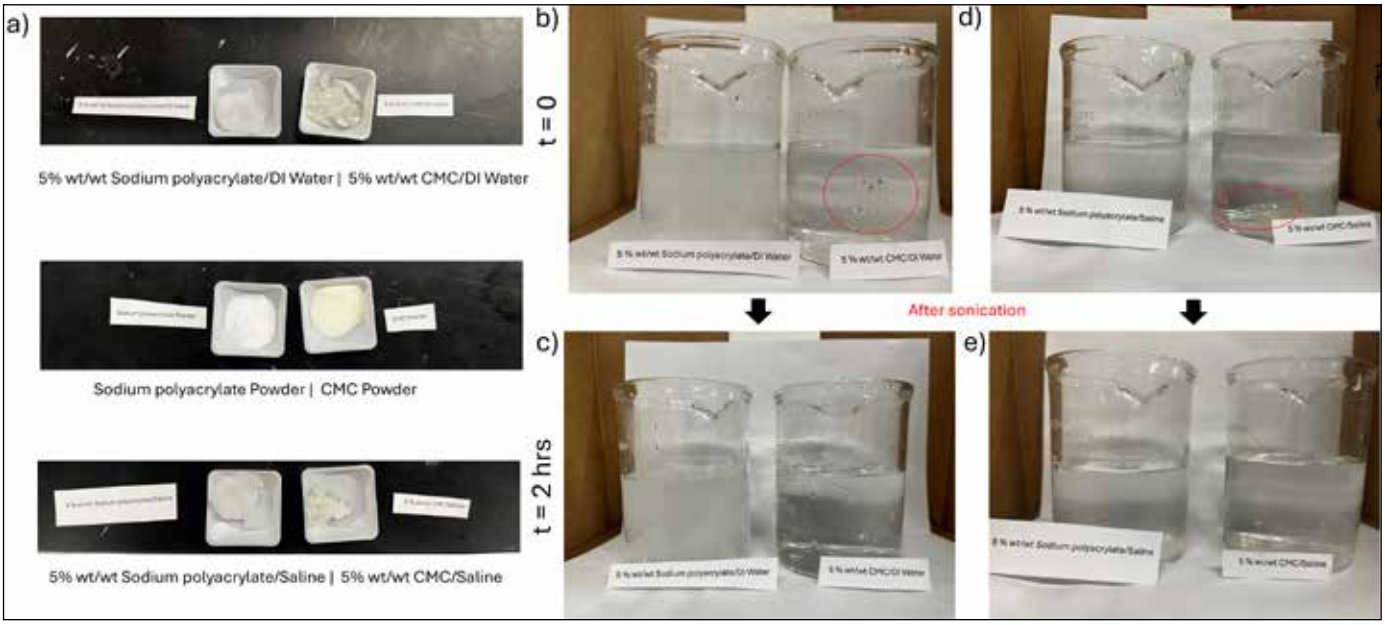


Figure 3. a) Formes sèche et humide de polymères super-absorbants b) Représentation visuelle du comportement de dissolution entre un polymère super-absorbant soluble et insoluble.

Vitesse d'absorption et de sécheresse de la surface : Pour mesurer la vitesse d'absorption du fluide, une goutte de 100 µL de liquide a été appliquée sur la face adhésive d'un disque de test de 20 mm de diamètre (la face destinée à entrer en contact avec la peau). Le film de support de la barrière était tourné vers le bas sur une surface plane. La gouttelette était intentionnellement plus grande que la surface du disque.

Les barrières ont été pesées avec leur film protecteur avant l'application du fluide. Les films protecteurs ont également été pesés après leur retrait. Les tests ont été réalisés dans des conditions contrôlées (température : 21 – 25°C ; humidité relative : 30 – 50 %).

Une image de la gouttelette a été capturée toutes les cinq minutes pendant 60 minutes à l'aide d'une caméra JAI Go-5100C équipée d'un objectif FUJINON HF12.5SA-1. Après 60 minutes, un papier filtre Whatman 1 a été placé sur le disque pour absorber tout liquide restant à la surface de la barrière. Un poids de 100 grammes a été placé au-dessus du papier filtre pendant 60 secondes pour garantir une pression constante.

La hauteur de la gouttelette a été mesurée à l'aide du logiciel ImageJ. La vitesse d'absorption du fluide a été calculée en pourcentage de variation de la taille de la gouttelette au fil du temps.

Le volume de liquide absorbé dans la barrière a été calculé comme la variation différentielle de masse de l'échantillon : $m_{absorbé} - m_{sech} - m_{film}$.

Le volume de liquide restant à la surface a été calculé par la variation différentielle du poids du papier filtre : $m_{absorbé} - m_{sech}$.

Capacité d'absorption de fluide : La capacité d'absorption de fluide a été mesurée conformément à la norme ISO 12505-1:2014. En résumé, un disque du matériau testé a été pesé avant et après exposition à un réservoir de fluide. Les échantillons ont été placés dans une enceinte climatique réglée à 37°C pendant 24 heures afin de simuler les conditions de température corporelle. Après incubation, les échantillons ont été égouttés pendant 15 minutes afin d'éliminer l'excès de liquide avant d'enregistrer leur poids final. La différence de poids avant et après exposition représentait la capacité d'absorption de fluide du matériau.

Rapport de gonflement : Le rapport de gonflement a été déterminé en mesurant la variation de hauteur de la barrière avant et après 24 heures d'exposition au fluide (test d'absorption).

Vitesse d'érosion : La vitesse d'érosion (mg/h) a été calculé en mesurant la variation de poids de chaque échantillon avant et après 24 heures d'exposition à des gouttelettes de fluide tombantes, délivrées à un débit de 3,1 mL/min. La taille des gouttelettes était contrôlée à l'aide de buses 22GA à embout émoussé, avec un débit régulé par une pression hydrostatique constante induite par la gravité. La zone de test avait un diamètre de 13 mm, et l'épaisseur de la barrière variait selon le fabricant. Tous les échantillons ont été conditionnés dans un dessiccateur pendant au moins deux heures avant les tests.

Titrage du pH : Un titrateur Mettler Toledo T50 équipé d'une électrode DGi115-SC a été utilisé pour mesurer l'indice d'acidité. Chaque échantillon de barrière, d'un diamètre de 25 mm, a été placé dans 50 mL de solution saline à 0,9 % dans un bécher. Le poids initial de l'échantillon a été enregistré et saisi dans l'appareil. Après mise à l'équilibre à 37°C pendant 24 heures, la solution a été titrée avec une solution de l'hydroxyde de potassium (KOH) 0,1N jusqu'à atteindre un pH neutre de 7. Le titrateur a enregistré le volume de KOH consommé, l'indice d'acidité (mg KOH/g d'échantillon) et le pH initial.

Analyse des données : Les données ont été résumées à l'aide de statistiques descriptives standard pour les variables continues (telles que la moyenne et l'écart type). Toutes les barres d'erreur des graphiques représentent ±1 écart type par rapport à la moyenne. Les tendances temporelles ont été évaluées à l'aide d'analyses de tendance linéaires et sublinéaires, ces dernières étant modélisées comme une fonction racine carrée du temps, afin d'évaluer les évolutions au cours de la période étudiée.

RÉSULTATS ET DISCUSSION

La fonction principale d'une barrière cutanée hydrocolloïde (HSB) est d'assurer l'adhérence à la peau et de gérer les fluides. Cette étude s'est spécifiquement concentrée sur la gestion des fluides facilitée par les polymères super-absorbants (SAP) contenus dans la barrière. Les performances d'adhérence n'ont pas été évaluées, car elles dépendent principalement des polymères hydrophobes. Cet article compare la gestion des fluides, la durabilité et le potentiel de soutien à des fonctions avancées de santé cutanée entre trois adhésifs hydrocolloïdes formulés avec deux types différents de SAP.

Gestion des fluides

La gestion des fluides correspond à la capacité d'une HSB à éliminer les liquides d'une interface, comme la peau, et à retenir une certaine quantité de liquide.

La figure 4 montre la vitesse d'absorption d'une goutte de liquide sur une barrière hydrocolloïde pendant 60 minutes, simulant l'élimination du liquide depuis la surface de la peau. Les profils d'absorption diffèrent nettement entre l'eau et la solution saline. Pour évaluer la vitesse d'absorption, nous avons appliqué un modèle linéaire ; des pentes négatives plus abruptes indiquent une absorption plus rapide. Pour évaluer la vitesse d'absorption d'eau des barrières TRE, nous avons utilisé un modèle de diffusion de Fick. Ces résultats ont démontré que TRE présentait le taux d'absorption le plus élevé parmi toutes les HSB et tous les fluides testés.

Pour les trois barrières hydrocolloïdes, l'eau a été absorbée plus rapidement que la solution saline. Cette différence peut s'expliquer par la force ionique de la solution saline, qui limite la liaison de l'eau aux SAP, ralentissant ainsi l'absorption.[20] Parmi les HSB, Sensura Mio et Nova ont présenté des vitesses similaires pour l'eau et la solution saline, tandis que la barrière TRE a montré une absorption nettement plus rapide de l'eau que de la solution saline. Cette différence suggère que la barrière TRE offre une plus grande polyvalence dans la gestion des fluides de différentes forces ioniques, comme ceux excrétés par un stomie, améliorant ainsi sa capacité à éliminer efficacement l'humidité de la surface cutanée.

La figure 5 montre la quantité de fluide résiduel restant à la surface après 60 minutes d'absorption dans la barrière hydrocolloïde. Ces données complètent celles des vitesses d'absorption présentées dans la figure 4, car une absorption plus rapide devrait entraîner moins de liquide résiduel à l'interface peau-barrière. La figure 5b confirme que le volume de liquide a été conservé pour tous les systèmes testés.

Pour l'eau, nous avons observé que la barrière TRE absorbait le plus, laissant le moins de liquide résiduel en surface. Nova et Sensura Mio montrent une absorption d'eau progressivement plus faible. Pour la solution saline, la barrière Nova laisse moins

de liquide en surface que les barrières TRE et Sensura Mio. Notamment, après 60 minutes, la barrière Sensura Mio est celle qui absorbe le moins les deux types de fluides. Les résultats de surface sèche au toucher pour la barrière TRE suggèrent que cette HSB élimine efficacement une large gamme de fluides aux forces ioniques variées de l'interface peau-barrière.

La figure 6 montre la quantité de fluide absorbée par chaque barrière hydrocolloïde après 24 heures. Ce test portait sur la capacité d'absorption de liquides par la barrière dans un environnement saturé en fluide. Sensura Mio a absorbé des quantités similaires d'eau et de solution saline, indiquant une performance indépendante du type de fluide. En revanche, les

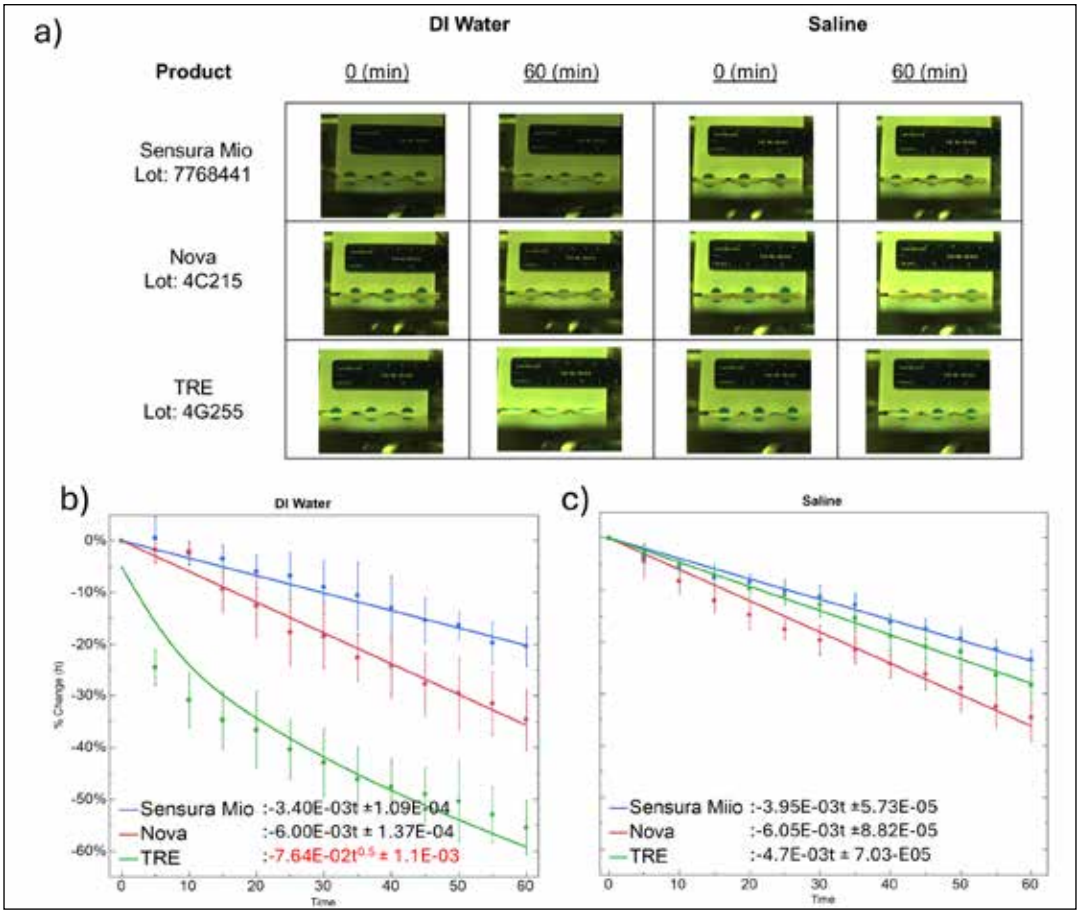


Figure 4. a) Comportement d'absorption des gouttelettes de fluide sur trois barrières cutanées hydrocolloïdes différentes aux temps 0 minute et 60 minutes.
b) et c) Variation en % de la hauteur des gouttelettes au fil du temps avec un résumé des taux d'absorption. Toutes les barrières cutanées hydrocolloïdes présentent un comportement linéaire, sauf la TRE.

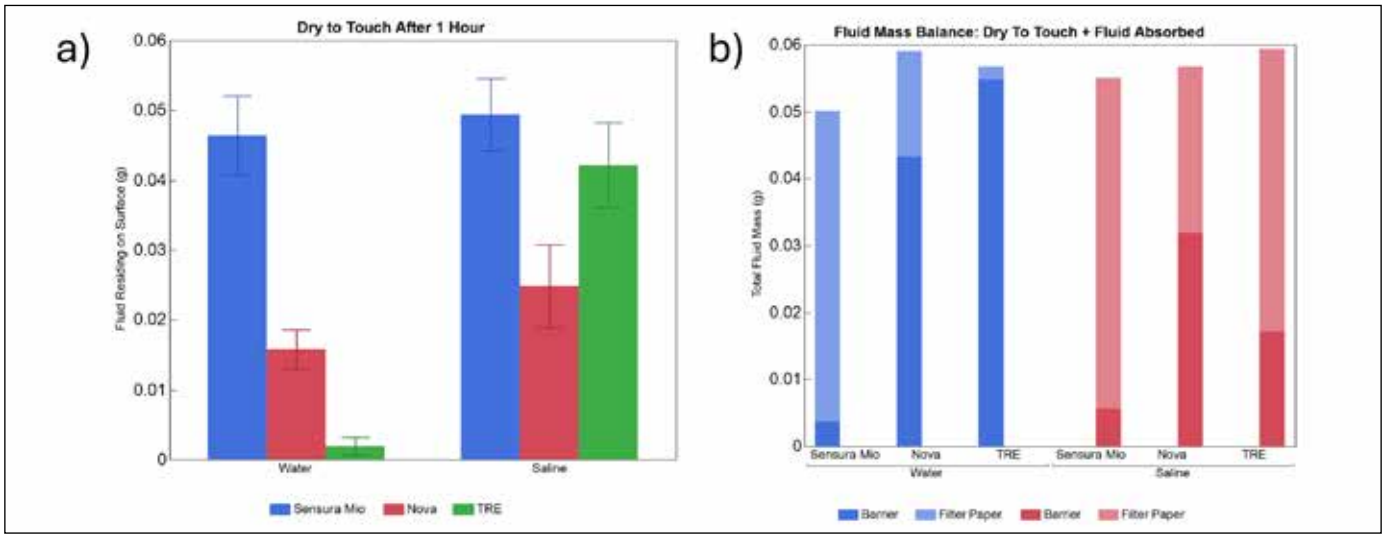
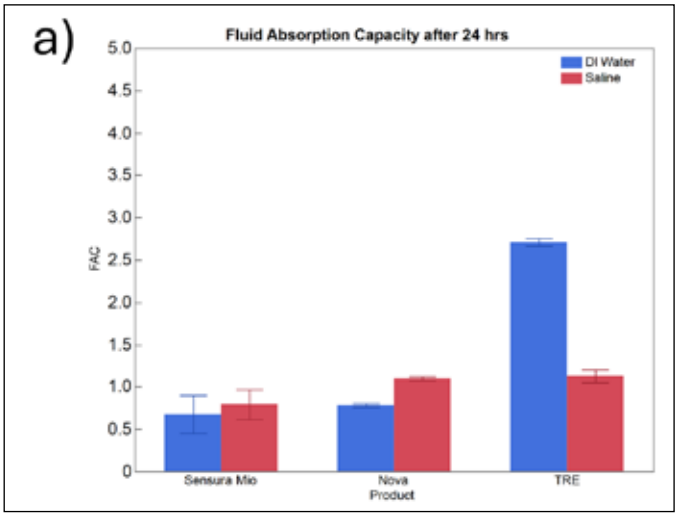


Figure 5. a) Mesures de toucher sec caractérisant la quantité de fluide résiduelle en surface après 60 minutes. b) Bilan massique du fluide non absorbé et absorbé.

barrières Nova et TRE montrent une absorption dépendante du fluide. Nova a absorbé environ 20 % de plus de solution saline que d'eau, tandis que la barrière TRE a absorbé environ 240 % d'eau en plus que de solution saline. Les barrières Nova et TRE ont toutes deux absorbé légèrement plus de solution saline que la Sensura Mio, mais la barrière TRE a montré la plus grande absorption globale d'eau parmi les HSB testées.

La figure 6c présente le rapport de gonflement de chaque barrière. Une barrière gonflée constitue un indicateur physique que le liquide est absorbé et retenu dans la barrière. Sensura Mio et Nova ont montré un comportement de gonflement similaire dans les deux fluides, ce qui correspond à leurs profils d'absorption cohérents. La barrière TRE, en revanche, a gonflé de manière significativement plus importante dans l'eau comme dans la solution saline, ce qui reflète sa capacité d'absorption supérieure. Ce gonflement prononcé peut offrir un signal visuel ou tactile plus clair à l'utilisateur final, indiquant que la barrière absorbe et gère activement le liquide à la surface cutanée.

La résistance à l'érosion sert de mesure quantitative de la durabilité de la barrière et reflète son intégrité en milieu humide. Les résultats suivants mettent en évidence comment l'intégration des SAP influence la résistance structurelle des barrières hydrocolloïdes dans des conditions d'utilisation simulées.



Durabilité

La figure 7 présente les résultats de la résistance à l'érosion pour chaque barrière hydrocolloïde après 24 heures d'exposition. Elle mesure l'intégrité de la barrière lorsqu'elle absorbe un liquide tout en subissant un stress mécanique causé par l'impact des gouttes de liquide.

Bien que ce test simule un scénario plus extrême que l'utilisation clinique habituelle, il constitue un indicateur du stress physique que subissent les barrières lors des mouvements des patients, notamment lorsqu'elles sont saturées de liquide. Les vitesses d'érosion sont exprimés en milligrammes par heure (mg/h).

Parmi les barrières testées, la barrière Nova a présenté les vitesses d'érosion les plus élevés dans l'eau comme dans la solution saline, indiquant la plus faible résistance à la dégradation dans le temps. En revanche, TRE et Sensura Mio ont montré des vitesses d'érosion plus faibles dans l'eau, avec des valeurs similaires pour les deux matériaux en solution saline.

La résistance à l'érosion d'une barrière hydrocolloïde est influencée par sa formulation, en particulier par l'équilibre entre les composants solubles et insolubles dans l'eau. Les matériaux solubles dans l'eau ont tendance à se dissoudre au contact du liquide, ce qui réduit l'intégrité de la barrière. En revanche, les matériaux insolubles, tels que les polymères hydrophobes, contribuent à la résistance en milieu humide en maintenant la cohésion structurelle. Une faible vitesse d'érosion est généralement associé à une forte proportion de matériaux insolubles.

La barrière TRE est formulée avec un SAP insoluble (iSAP). Ce polymère unique est capable d'absorber le liquide tout en maintenant son intégrité. Comme observé dans les méthodes de test précédentes, l'iSAP permet à TRE de trouver un équilibre entre une absorption élevée de liquide et une faible érosion — des propriétés souvent considérées comme incompatibles dans les systèmes hydrocolloïdes classiques.

Il est à noter que la vitesse d'érosion de la barrière TRE semble plus élevée dans l'eau que dans la solution saline, et par rapport à Sensura Mio. Cela est dû au rapport de gonflement élevé de la barrière TRE dans l'eau, qui peut entraîner une expansion du matériau et un débordement dans les puits adjacents lors des tests (Figure 7b). Bien que cela puisse affecter la précision de la mesure

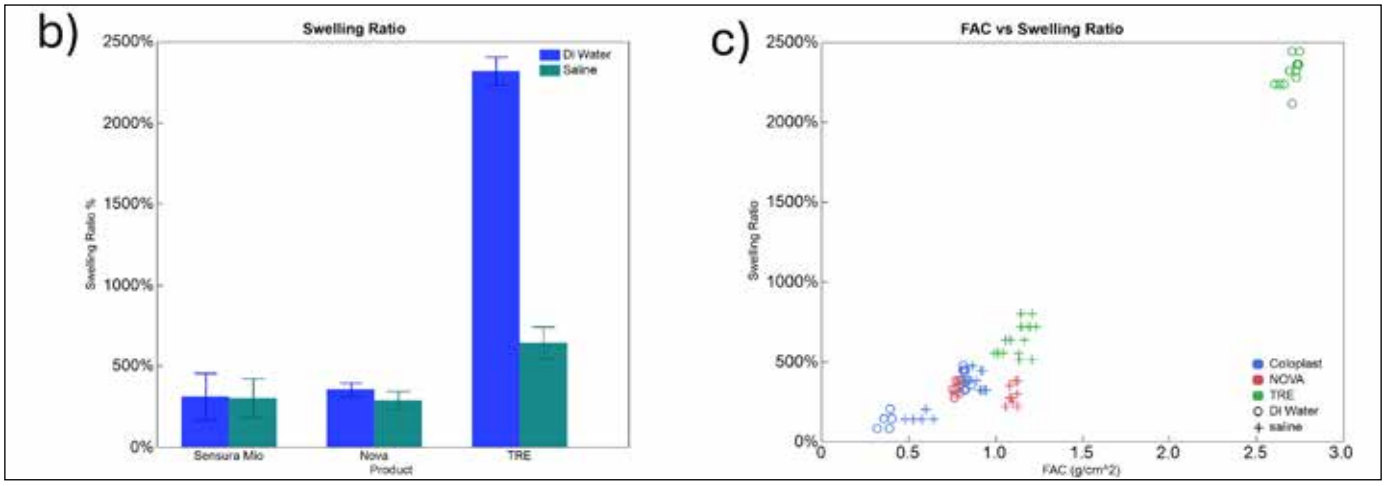


Figure 6. Données de mesures des propriétés des fluides a) Capacité d'absorption b) Rapport de gonflement c) Relation entre la capacité d'absorption et le rapport de gonflement.

d'érosion, les échantillons testés sont restés structurellement intacts après retrait, ce qui suggère que la barrière TRE conserve une durabilité fonctionnelle en conditions saturées.

Santé cutanée

Les résultats suivants démontrent qu'un iSAP peut être efficacement formulé dans une barrière hydrocolloïde afin de soutenir la santé cutanée tout en conservant des performances de gestion des fluides et une durabilité structurelle.

La figure 8 illustre l'indice acide, une mesure de la capacité tampon de la barrière hydrocolloïde. Ce paramètre reflète la capacité de l'hydrocolloïde à aider à maintenir le manteau acide de la peau lorsqu'il est exposé à un effluent stomial alcalin (caustique) ou riche en enzymes.[21] Le maintien d'un pH légèrement acide à la surface de la peau est essentiel à la préservation de l'intégrité cutanée.

Dans l'évaluation visuelle illustrée en Figure 8a, chaque HSB a été exposée à un indicateur sensible au pH pendant 30 minutes. La solution indicatrice apparaît d'abord bleue, traduisant un environnement alcalin. Au fil du temps, la couleur du fluide devient jaune, indiquant un environnement plus acide. Parmi les barrières testées, l'hydrocolloïde TRE a produit le changement de couleur le plus rapide et le plus intense, suggérant une réponse tampon puissante.

Pour quantifier cette observation, une titration a été utilisée

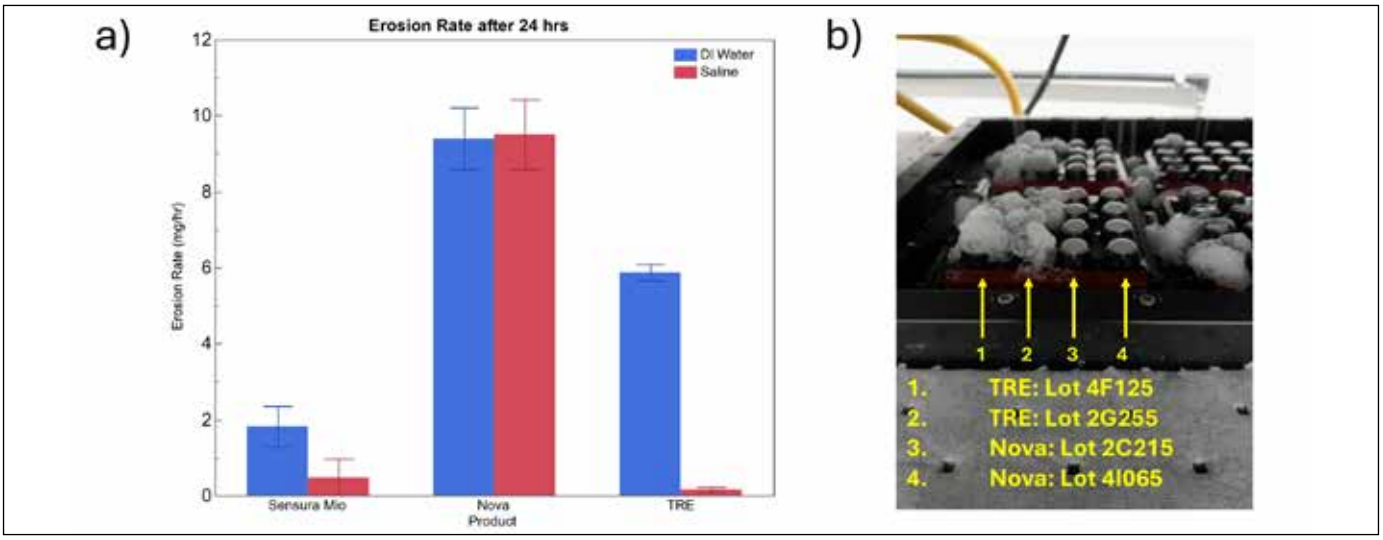


Figure 7. a) Vitesse d'érosion de trois HSB différentes, b) Barrière TRE gonflée s'étendant dans d'autres zones d'essai comparée à Nova, peu gonflée.

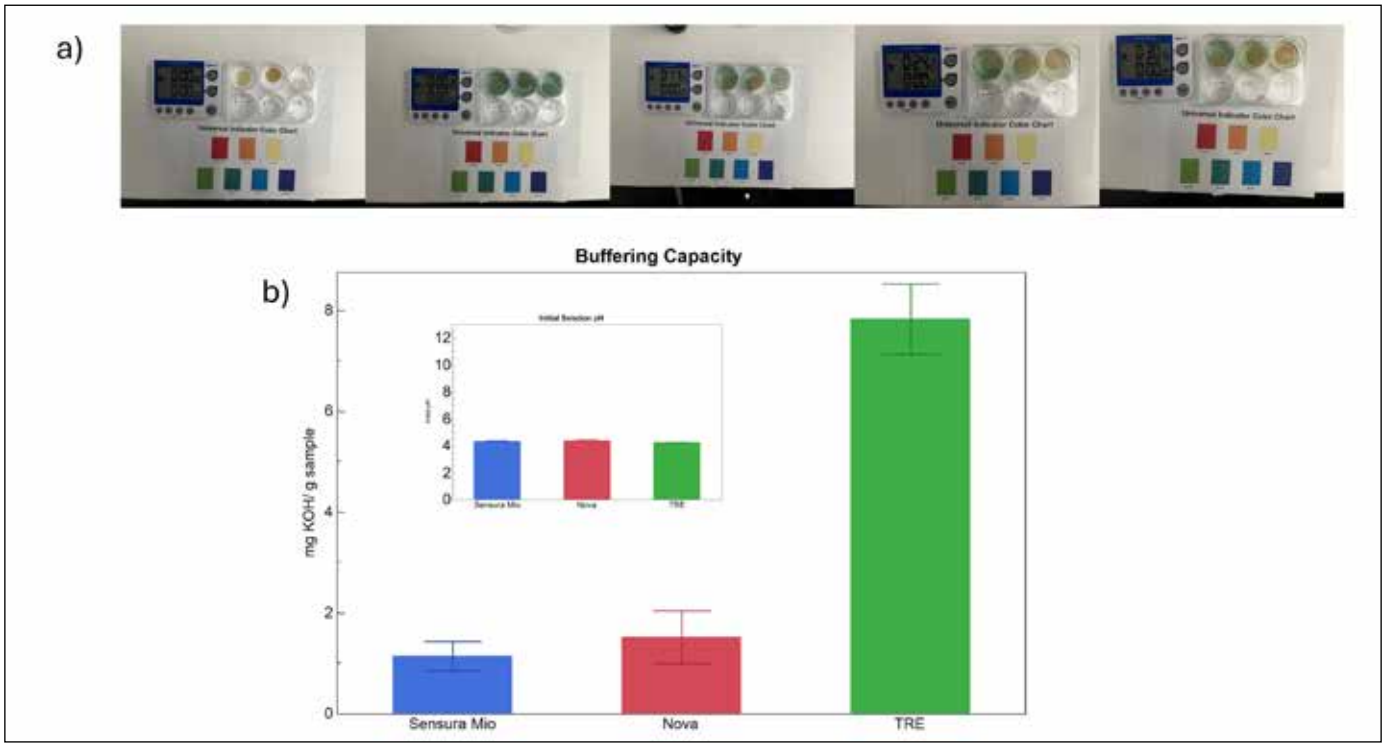


Figure 8. a) Comparaison visuelle et b) Mesures quantitatives montrant la capacité tampon du pH.

afin de calculer la valeur acide de chaque produit. En cohérence avec l'observation visuelle, Sensura Mio et Nova ont présenté une capacité tampon minimale. En revanche, la barrière TRE a démontré une réponse significativement plus élevée, avec des valeurs acides de 4 à 5 fois supérieures à celles des autres barrières.

Ces résultats confirment qu'un iSAP peut être optimisé dans une barrière cutanée hydrocolloïde afin d'augmenter la capacité tampon et de favoriser la santé cutanée sans compromettre l'absorption des fluides ni la résistance à l'érosion.

Impact de la technologie des polymères super-absorbants sur le développement des barrières cutanées hydrocolloïdes

La figure 9 met en évidence l'évolution de la technologie des barrières cutanées hydrocolloïdes, retraçant le développement des performances de gestion des fluides depuis les matériaux à base de karaya jusqu'à l'intégration des SAP modernes. Les HSB traditionnelles étaient principalement conçues pour absorber l'humidité et protéger la peau péristomiale des effluents, constituant ainsi la fonction fondamentale à la base de tous les développements ultérieurs. Les produits contemporains tels que les barrières Sensura Mio, Nova et TRE illustrent cette exigence de base en matière de gestion des fluides.

En s'appuyant sur cette base, les HSB de nouvelle génération ont introduit des améliorations en associant les SAP à des ingrédients favorisant la santé cutanée. Une différenciation supplémentaire découle du type spécifique de SAP utilisé. Par exemple, l'iSAP intégré à la barrière TRE offre une plus grande polyvalence en matière de gestion des fluides, permettant d'obtenir une surface sèche au toucher plus rapidement et une absorption efficace sur une large gamme de forces ioniques — des capacités moins marquées dans les barrières Sensura Mio ou Nova. Il est notable que ces avantages apparaissent malgré une capacité totale d'absorption de fluides comparable entre les trois produits.

Un iSAP contribue également à la durabilité mécanique par le biais du processus de réticulation des polymères. Toutefois, la durabilité peut aussi être influencée par la formulation globale, comme le montre la résistance à l'érosion supérieure de la barrière Sensura Mio par rapport à Nova, bien que les deux utilisent des SAP classiques.

Enfin, la formulation de la barrière TRE montre comment la gestion des fluides basée sur un iSAP peut être intégrée à des avantages fonctionnels supplémentaires, tels qu'une technologie tampon de pH, pour soutenir la santé cutanée — une formulation HSB composée d'un polymère super-absorbant insoluble avec effet tampon (iSAP+). Cette caractéristique supplémentaire distingue la barrière TRE des autres barrières testées, marquant une avancée significative dans la conception multifonctionnelle des barrières cutanées hydrocolloïdes modernes.

CONCLUSIONS

Les polymères super-absorbants (SAP) ont joué un rôle fondamental dans le développement des barrières cutanées hydrocolloïdes (HSB) depuis leur introduction dans les années 1960. Cette étude met en évidence la manière dont différents types de SAP influencent les principales caractéristiques de gestion des fluides, notamment le toucher sec, la capacité d'absorption et le comportement de gonflement.

Les barrières Sensura Mio et Nova intègrent des SAP conventionnels, offrant différents niveaux d'absorption des fluides et de durabilité mécanique. En revanche, la formulation de la barrière TRE intègre un polymère super-absorbant insoluble avec effet tampon sur le pH (iSAP+), spécifiquement le polyacrylate de sodium, pour créer une HSB de nouvelle génération offrant une gestion polyvalente des fluides, une durabilité accrue et un soutien à la santé cutanée.

La barrière TRE représente une évolution dans la conception des HSB, caractérisée par sa formulation à base d'iSAP+. Les avancées continues en science des matériaux, à travers l'innovation des polymères et l'optimisation des formulations, façonneront l'avenir des technologies de soins de stomie, avec le potentiel d'améliorer le confort du patient, la protection cutanée et la confiance dans la tenue.

REMERCIEMENTS

L'auteur tient à remercier Brian Hinsberger, McKenzie Jones et Michael Coen pour la collecte des données. Adam Airhart, Nada Ardeleanu, Joel Shutt et Dian Yuan sont également remerciés pour leur relecture du manuscrit.

CONFLIT D'INTÉRÊT

L'auteur est chercheur principal en innovation de rupture chez Hollister Inc. Dansac, fabricant de TRE™, est une marque de Hollister Inc.

FINANCEMENT

L'auteur est un employé salarié de Hollister Inc.

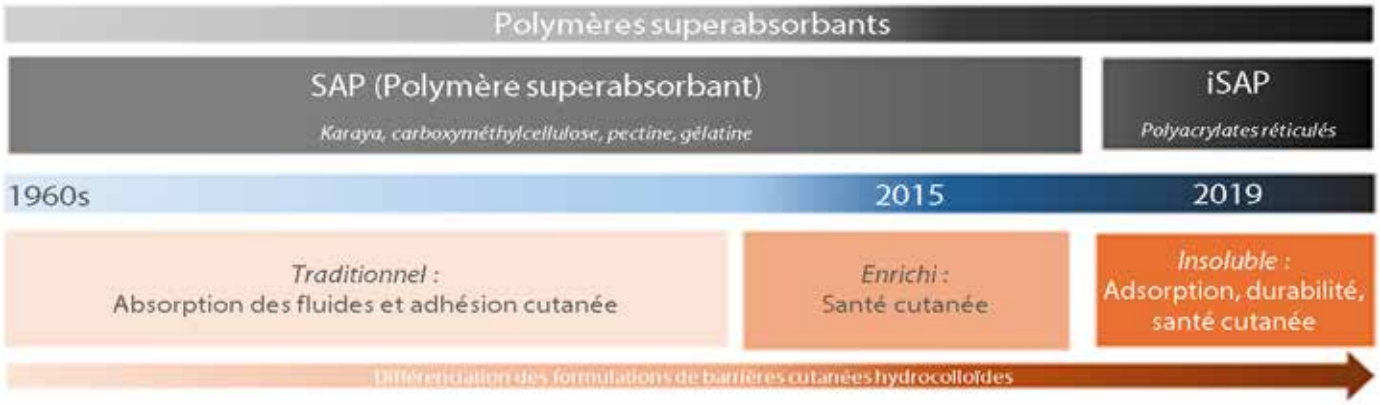


Figure 9. Évolution de l'application de la technologie SAP segmentée selon le type de polymère super-absorbant et la formulation hydrocolloïde.

RÉFÉRENCES

1. D'Ambrosio F, et al. Peristomal skin complications in ileostomy and colostomy patients: what we need to know from a public health perspective. Int J Environ Res Public Health. 2022;20(1):79.
2. Voegeli D, et al. Factors influencing the incidence of peristomal skin complications: evidence from a multinational survey on living with a stoma. Gastrointestinal Nurs. 2020;18(Sup4):S31–38.
3. McNichol L, et al. Medical adhesives and patient safety: state of the science: consensus statements for the assessment, prevention, and treatment of adhesive-related skin injuries. Orthop Nurs. 2013;32(5):267–281.
4. Gray M, et al. Peristomal moisture-associated skin damage in adults with fecal ostomies: a comprehensive review and consensus. J WOCN. 2013;40(4):389–399.
5. Ali SM, Yosipovitch G. Skin pH: from basic science to basic skin care. Acta Derm Venereol. 2013;93(3):261–267.
6. Coloplast Dialogue Education. Your Guide to Ostomy Adhesives. Coloplast A/S; 2007. https://www.coloplast.co.za/Documents/Stoma/Guide_to_Ostomy_Adhesives.pdf
7. Morss-Walton PC, et al. Ostomy 101 for dermatologists: Managing peristomal skin diseases. Dermatol Ther. 2021;34(5):e15069.
8. Van der Leden A, Carmiggelt C. Baas op eigen buik. Gouda: CombiCare; 1990.
9. Foron AD. Colostomy appliance. (Patent number: US-2221321-A). US Patent and Trademark Office; 1940.
10. Frissell FH. Colostomy pad. (Patent number: US-2043097-A). US Patent and Trademark Office; 1936.
11. Spindell IF. Colostomy pouch apparatus. (Patent number: US-2127834-A). US Patent and Trademark Office; 1938.
12. Tazawa K, Anazawa S, Ohmura Y, Yoshikawa R (Eds). Skin Barriers for Stoma Care. Tokyo: Alcare Co Ltd; 2001.
13. Turnbull RB Jr. Rupert Turnbull 1913–1981. Dis Colon Rectum. 1983;26(6):416–423.
14. Turnbull RB Jr. Management of the ileostomy. Am J Surg. 1953;86(5):617–624.
15. Chen J. Bandage for Adhering to Moist Surfaces. US Patent and Trademark Office. (Patent number: US3339546A). ER Squibb & Sons Inc; 1967.
16. Chen J, et al. Ostomy Adhesive. US Patent and Trademark Office.(Patent number: US4253460A). ER Squibb & Sons Inc; 1979.
17. Kulawik-Pióro A, et al. Physicochemical properties and composition of peristomal skin care products: a narrative review. Cosmetics. 2025;12(2):74.
18. Ma X, Wen G, Development history and synthesis of super-absorbent polymers: a review. J Polym Res. 2020;27(6):136.
19. Cahill DJ, Fry CH, Foxall PJD. Variation in urine composition in the human urinary tract: evidence of urothelial function in situ? J Urol. 2003;169(3): 871–874.
20. Zhang W, et al. Factors affecting the properties of superabsorbent polymer hydrogels and methods to improve their performance: a review. J Mater Sci. 2021;56(29):16223–16242.
21. Summa S, et al. A litmus test for innovation: A real-world evaluation of a pH-buffering ostomy barrier. WCET Journal. 2021;41(3):14–21.