

É

Équipements de protection

Études et recherches

RAPPORT R-711



Résistance des gants à la piqure par les aiguilles

Mise au point d'une méthode d'essai

Toan Vu-Khanh
Patricia Dolez
C. Thang Nguyen
Chantal Gauvin
Jaime Lara



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour.
De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement.
www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST.
Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales
2011
ISBN : 978-2-89631-579-6 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
novembre 2011



Équipements de protection

Études et recherches

RAPPORT R-711

Résistance des gants à la piqure par les aiguilles Mise au point d'une méthode d'essai

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Toan Vu-Khanh, Patricia Dolez, C. Thang Nguyen
École de technologie supérieure*

*Chantal Gauvin
Service soutien à la recherche et à l'expertise, IRSST*

*Jaime Lara
IRSST*



Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Ce projet n'aurait pu se faire sans la participation active des membres du comité de suivi, en particulier (par ordre alphabétique) Serge Bourgon, Louis Bousquet, Pierre Brassard, Hélène Brochu, Denis Côté, Diane Côté, Stéphane Gauthier, Paul Imbeault, Sylvain Lallier, Lizette Larouche, Christiane Leblond, Stéphane Lemaire, Michel Martin, Marc Ouellet, Charles Plante, Denis Poissant, Sylvie Poulin, Sébastien Talbot, Benoît Traversy, Denise Truchon et Claude Vaudreuil. Merci pour votre enthousiasme, vos questions, vos commentaires et vos suggestions.

Un support majeur a également été fourni par des manufacturiers et des distributeurs de gants qui nous ont gracieusement procuré les échantillons nécessaires aux tests : par ordre alphabétique, Ansell, Best Glove Manufacturing, Hakson Gloves & Safety Wears Inc., Hatch Corporation, HexArmor, Marigold Industrial, Masley Enterprises Inc., North Safety Products, Seattle Marine and Fishing Supply Co., Superior Glove Works, Warwick Mills. Merci pour votre soutien constant dans nos activités de recherche.

Finalement, les auteurs tiennent à souligner la participation de plusieurs personnes aux travaux présentés dans ce rapport, entre autres Pierre Drouin, technicien à l'IRSST, Jean-François Bernard et Daniel Robinson, stagiaires à l'IRSST, et Gbeuli Guero et AbdelKarim Kazan, étudiants à l'ÉTS.

SOMMAIRE

La piqûre par les aiguilles médicales constitue un type de risque auquel un nombre croissant de travailleurs sont confrontés. En complément ultime aux autres stratégies de maîtrise des risques, en particulier les techniques d'ingénierie et les mesures administratives, il est nécessaire que soient disponibles des vêtements de protection efficaces contre la piqûre par les aiguilles médicales et, en particulier, des gants de protection.

La recherche s'est effectuée suite à des demandes paritaires visant à identifier des gants de protection adaptés au risque de piqûre par les aiguilles médicales. Ces demandes provenaient de deux associations sectorielles, l'APSAM (affaires municipales) et l'APSSAP (affaires provinciales), et de trois milieux professionnels soumis au problème de piqûre par les aiguilles médicales, les agents de police, les agents de la paix en services correctionnels et les cols bleus. En effet, l'absence de méthodes d'essai normalisées pour caractériser la résistance des gants à la piqûre par les aiguilles ne leur permet pas d'identifier les équipements les plus performants. Le NIJ (*National Institute of Justice*), qui émet des recommandations sur les gants de protection pour les agents de la paix en services correctionnels et les policiers aux États-Unis, de même que le comité F-23 de l'ASTM (*American Society for Testing and Materials*), font d'ailleurs de cette question une de leurs priorités. L'objectif de l'étude était de poursuivre les travaux sur la résistance à la perforation initiés dans un projet précédent et de mettre au point une méthode d'essai pour caractériser la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales. De plus, des travaux préliminaires pour évaluer la résistance à la piqûre en considérant l'effet de la main portant le gant ont été entrepris. Finalement, l'effet du port des gants de protection les plus résistants à la piqûre sur la dextérité, la sensibilité tactile et le confort a été analysé auprès des groupes professionnels considérés dans cette étude. Ces résultats feront l'objet d'un autre rapport de recherche.

Les travaux ont confirmé que le phénomène de piqûre par les aiguilles médicales est différent de celui de la perforation par des sondes normalisées, tant au niveau du mécanisme de rupture qu'en ce qui concerne les niveaux de force mesurés. Alors que la perforation par les sondes normalisées est contrôlée par le taux de déformation maximale du matériau, la piqûre par les aiguilles médicales inclut une large contribution de la coupure et de la friction en raison de la présence d'un bord coupant à la pointe de l'aiguille médicale. L'influence des caractéristiques des aiguilles (tolérances dimensionnelles, usure, diamètre, angle de la pointe et nombre de facettes), des propriétés de l'échantillon (épaisseur, type et dureté du matériau) et des conditions expérimentales (vitesse de déplacement de la sonde, angle d'attaque, température, humidité) sur la force mesurant la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales a été étudiée avec une série de matériaux modèles représentatifs des différents types de gants de protection (élastomères, textiles enduits, SuperFabric® et TurtleSkin®).

À partir de ces différents résultats, une méthode de mesure de la résistance des matériaux de gants à la piqûre par les aiguilles médicales a été développée. Elle a été utilisée pour évaluer la résistance à la piqûre par les aiguilles d'une série de gants de protection disponibles commercialement. Ce rapport inclut des recommandations concernant les meilleurs gants à utiliser en fonction du type d'utilisation.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	I
SOMMAIRE	III
1. INTRODUCTION	1
1.1 Importance du sujet	1
1.2 Origine de la problématique en santé et sécurité du travail	2
1.3 Importance scientifique et technique de l'objet d'étude	4
1.4 But du projet et objectifs spécifiques	7
2. MÉTHODES EXPÉRIMENTALES.....	9
2.1 Matériaux.....	9
2.2 Mesure de la résistance des matériaux de gants à la piqûre par les aiguilles.....	11
2.2.1 Montage en déformation libre	11
2.2.2 Montage en déformation libre avec matériau précontraint	12
2.2.3 Montage avec support	12
2.2.4 Aiguilles et sondes normalisées	13
2.2.5 Conditions opératoires pour les tests sur les matériaux modèles	15
2.2.6 Méthode de mesure de la résistance à la piqûre par les aiguilles utilisée pour caractériser les gants de protection.....	15
2.3 Mesure de la résistance à la perforation	17
2.4 Mesure de la résistance à la coupure.....	18
3. RÉSULTATS	19
3.1 Analyse du mécanisme de rupture des matériaux correspondant à la piqûre par les aiguilles médicales.....	19
3.1.1 Comparaison des phénomènes de perforation par les sondes normalisées et de piqûre par les aiguilles	19
3.1.2 Description du processus de piqûre par les aiguilles.....	21
3.1.3 Paramètres gouvernant le mécanisme de piqûre par les aiguilles	22
3.1.4 Calcul de l'énergie de rupture des caoutchoucs associée à la piqûre par les aiguilles	23
3.2 Effet des caractéristiques de l'aiguille.....	24
3.2.1 Effet de la variabilité dans la fabrication des aiguilles.....	24
3.2.2 Effet de l'usure de l'aiguille	27

3.2.3	Effet du diamètre de l'aiguille.....	29
3.2.4	Effet de l'angle de la pointe de l'aiguille	32
3.2.5	Effet du nombre de facettes.....	33
3.3	Effet de l'échantillon.....	35
3.3.1	Effet du type de matériau	35
3.3.2	Effet de la taille de l'ouverture du porte-échantillon	37
3.3.3	Effet de l'épaisseur de l'échantillon.....	38
3.3.4	Effet de la dureté du matériau	40
3.4	Effet des conditions expérimentales	40
3.4.1	Effet de la vitesse de déplacement de la sonde	41
3.4.2	Effet de l'angle d'attaque	44
3.4.3	Effet de la température	48
3.4.4	Effet de l'humidité.....	52
3.4.5	Effet de la présence de lubrifiants	54
3.5	Effet d'une précontrainte	56
3.6	Effet d'un support simulant la main	59
3.7	Performances des gants	61
3.7.1	Résistance à la piqûre par les aiguilles.....	61
3.7.2	Résistance à la perforation	63
3.7.3	Résistance à la coupure	65
4.	DISCUSSION	67
4.1	Comparaison de la résistance des gants mesurée avec les aiguilles médicales et selon les méthodes normalisées de perforation et de coupure	67
4.2	Analyse du comportement des matériaux face à la piqûre par les aiguilles.....	68
4.3	Sélection des gants de protection contre la piqûre par les aiguilles médicales.....	69
5.	CONCLUSION.....	71
6.	RECOMMANDATIONS	75
	BIBLIOGRAPHIE.....	77
	ANNEXE A : MODÈLES DE GANTS TESTÉS	83
	ANNEXE B : PARAMÈTRES GOUVERNANT LE MÉCANISME DE PIQÛRE PAR LES AIGUILLES.....	85

ANNEXE C : CALCUL DE L'ÉNERGIE DE RUPTURE ASSOCIÉE À LA PIQÛRE PAR LES AIGUILLES.....	89
C.1 Principe de l'approche.....	89
C.2 Calcul de l'énergie de pré-extension	91
C.3 Énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles	95
 ANNEXE D : RÉSULTATS SUR LES GANTS	 99

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 – Caractéristiques des aiguilles médicales utilisées	14
Tableau 2 – Conditions correspondant à la méthode de mesure de la résistance à la piqure par les aiguilles utilisée pour caractériser les gants de protection	16
Tableau 3 – Valeurs de force maximale et de déplacement à la perforation par la sonde conique A de la norme ASTM F1342-05 et par une aiguille 23G pour trois épaisseurs de néoprène avec une vitesse de déplacement de la sonde de 100 mm/min (écart-type entre parenthèses).....	20
Tableau 4 –Énergies de rupture associées à la piqure par les aiguilles médicales de diamètre 23G, à la coupure et à la déchirure du néoprène et du nitrile	24
Tableau 5 – Valeurs de force de perforation et dimensions des aiguilles 21G utilisées pour le test de variabilité due aux tolérances de fabrication des aiguilles, L : longueur totale du biseau, l : épaisseur de la paroi de l’aiguille à la pointe, et D et d, respectivement : distance entre les parois externes et internes de l’aiguille à la transition entre les facettes (CV : coefficient de variation)	25
Tableau 6 – Effet de l’angle de la pointe de l’aiguille sur la force maximale de perforation pour quatre des matériaux modèles, avec des aiguilles de 25G à une facette se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (écart-type entre parenthèses) et analyse statistique ANOVA avec intervalle de confiance de 95%	33
Tableau 7 – Effet du nombre de facettes de l’aiguille sur la force maximale de perforation pour quatre des matériaux modèles, avec des aiguilles de 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (écart-type entre parenthèses) et analyse statistique ANOVA avec intervalle de confiance de 95%	34
Tableau 8 – Valeurs de force maximale (F) de perforation et du déplacement (d) pour des aiguilles 25G avec deux diamètres d’ouverture D_h du porte-échantillon (13,5 et 38,0 mm) avec différents matériaux, pour une vitesse de déplacement de l’aiguille de 13 mm/min (écart-type entre parenthèses)	38
Tableau 9 – Synthèse de l’effet des paramètres reliés aux caractéristiques des aiguilles et des échantillons, aux conditions expérimentales, à la précontrainte et à la présence du support simulant la main, sur la force maximale de perforation F pour les différents matériaux modèles (NT : non testé; NS : non significatif; NP : non pertinent)	68
Tableau 10 – Résistance contre les agresseurs mécaniques pour les 12 gants sélectionnés. Entre parenthèses, les niveaux de classification selon le protocole 99-114 du NIJ.....	70
Tableau 11 – Liste des 58 modèles de gants testés.....	83
Tableau 12 – Énergies de rupture par piqure extrapolées pour trois diamètres d’aiguille à trois facettes (23G, 25G et 28G) et deux épaisseurs de néoprène (0,4 et 1,6 mm) (vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min, écart-type entre parenthèses).....	88

Tableau 13 – Énergies de rupture par la piqûre extrapolées avec et sans lubrifiant, pour trois diamètres d’aiguille médicale à trois facettes (23G, 25G et 28G) et deux matériaux (néoprène 1,6 mm et gant en nitrile 0,8 mm) (vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min, écart-type entre parenthèses)	88
Tableau 14 – Résultats des tests de piqûre par les aiguilles médicales sur les gants de protection selon la méthode décrite à la section 2.2.6	99
Tableau 15 – Résultats des tests de mesure de la résistance à la perforation des gants de protection selon la méthode décrite à la section 2.3	101
Tableau 16 – Résultats des tests de mesure de la résistance à la coupure des gants de protection, selon la méthode décrite à la section 2.4	103

LISTE DES FIGURES

Figure 1 – Représentation schématique du principe de résistance à la piqûre par les aiguilles pour le matériau SuperFabric®.....	10
Figure 2 – Dispositif de mesure en déformation libre	11
Figure 3 – Schéma du dispositif d'application de la précontrainte.....	12
Figure 4 – Schéma de la disposition du montage avec support	13
Figure 5 – Schéma des aiguilles médicales : a) à une facette (vue de face); b) à trois facettes (vue de face); c) à trois facettes (vue de profil, D = diamètre et α = angle de la pointe)	14
Figure 6 – Photo du montage de perforation par une aiguille.....	16
Figure 7 – Photo de la sonde A de la norme ASTM F1342-05 relative à la mesure de la résistance à la perforation des matériaux utilisés pour les vêtements de protection	17
Figure 8 –Dispositif d'immobilisation des échantillons conçu pour maintenir en place les échantillons multicouches lors de la mesure de la résistance à la coupure.....	18
Figure 9 – Courbes force-déplacement typiques pour le cas a) d'une sonde à bout arrondi (sonde A de la norme ASTM F1342-05) et b) d'une aiguille médicale de 25G pour une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur	19
Figure 10 – Variation de la force en fonction du déplacement de l'aiguille (21G) pour du néoprène de 3,2 mm d'épaisseur avec une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min. Les étiquettes 0, I, X, T, M et F correspondent aux étapes de piqûre.	22
Figure 11 – Image par microscopie optique de la surface de rupture créée dans un échantillon de néoprène par une aiguille médicale (x20)	23
Figure 12 – Dimensions L , D , l , d des aiguilles médicales, L : longueur totale du biseau, l : épaisseur de la paroi de l'aiguille à la pointe, et D et d , respectivement : distance entre les parois externes et internes de l'aiguille à la transition entre les facettes	26
Figure 13 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre externe de l'aiguille à la transition entre les facettes pour 15 mesures réalisées sur du néoprène d'épaisseur 0,4 mm avec des aiguilles 21G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min	26
Figure 14 – Effet de l'usure de l'aiguille pour du nitrile renforcé par du tissu avec des aiguilles 21G et 27G se déplaçant à 13 mm/min	27
Figure 15 – Effet de l'usure de l'aiguille avec du tricot enduit de néoprène contenant des particules de renfort dures pour deux diamètres d'aiguille 21G et 27 G et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min	28
Figure 16 – Effet de l'usure de l'aiguille pour deux diamètres d'aiguille 21G et 27G avec un empilement de trois couches de SuperFabric® avec une configuration 0/90/0	

pour l'orientation respective des trois couches (vitesse de déplacement des aiguilles de 13 mm/min)	29
Figure 17 – Variation de la force maximale de pénétration en fonction du diamètre des aiguilles pour une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur et une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur (vitesse de déplacement des aiguilles de 50 mm/min pour le néoprène et de 13 mm/min pour le nitrile).....	30
Figure 18 – Variation de la force maximale de pénétration en fonction du diamètre des aiguilles pour un tricot de coton enduit de néoprène (gants Scorpio, section du poignet) pour une vitesse de déplacement des aiguilles de 13 mm/min	31
Figure 19 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre des aiguilles pour la configuration tricouche de SuperFabric® (couche centrale pivotée de 90°) et pour des échantillons pris dans les gants Hercules One (vitesse de déplacement de 13 mm/min).....	31
Figure 20 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre des aiguilles pour le TurtleSkin® (échantillons S 002-b et D 006b), avec une vitesse de déplacement des aiguilles de 26 mm/min	32
Figure 21 – Comparaison des valeurs de force maximale de perforation mesurées pour différents matériaux modèles avec une aiguille de calibre 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min.....	35
Figure 22 – Image par microscopie optique de l'interaction entre la pointe de l'aiguille et un fil de maille lors de la perforation d'un échantillon de tricot enduit de néoprène	36
Figure 23 – Image par microscopie optique du site de perforation d'un échantillon de SuperFabric® montrant la rupture fragile créée dans la plaque dure par l'aiguille médicale.....	36
Figure 24 – Trois exemples de la variation de la force en fonction du déplacement de l'aiguille (25G) pour un échantillon de trois couches de SuperFabric®	37
Figure 25 – Image par microscopie optique de l'interaction entre la pointe de l'aiguille et un fil de support tissé lors de la perforation d'un échantillon de TurtleSkin® D 006-a (renfort tissé avec enduit polymère)	37
Figure 26 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de l'épaisseur de l'échantillon pour du néoprène (50 Shore A) et du nitrile (70 Shore A) avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min.....	39
Figure 27 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du nombre de couches de SuperFabric®, mesurée avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min	39
Figure 28 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la dureté du matériau pour une plaque de 1,6 mm d'épaisseur de néoprène et de 0,8 mm d'épaisseur de nitrile avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min	40

Figure 29 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et des aiguilles 21G, 25 G et 28G	41
Figure 30 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde sur une échelle semi-logarithmique pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et des aiguilles 25 G	42
Figure 31 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde sur une échelle semi-logarithmique pour un tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) et des aiguilles 25 G.....	42
Figure 32 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de l'aiguille sur une échelle semi-logarithmique pour un empilement de trois couches de SuperFabric® et pour deux types d'échantillons de TurtleSkin® (S 002-b et D 006-b) avec des aiguilles 25 G.....	43
Figure 33 – Illustration de la configuration de l'aiguille par rapport à la surface du gant de protection lors d'une situation de piqure	44
Figure 34 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de l'angle d'attaque de l'aiguille pour deux épaisseurs de néoprène (0,8 et 1,6 mm), des aiguilles 21G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min	45
Figure 35 – Représentation schématique de la perforation du matériau par une aiguille pour un angle de perforation autre que 90°	45
Figure 36 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la distance effective traversée par l'aiguille pour trois épaisseurs de néoprène (0, 8, 1,6 et 3,2 mm), quatre valeurs de l'angle d'attaque de la sonde (30, 45, 60 et 90°), des aiguilles 21G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min	46
Figure 37 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de l'angle d'attaque de l'aiguille pour un tricot de coton et un tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet), des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min	47
Figure 38 – Variation de la force maximale de perforation avec l'angle d'attaque de l'aiguille pour une, deux et trois couches de SuperFabric® superposées, des aiguilles 25G se déplaçant à vitesse de 13 mm/min	47
Figure 39 – Variation de la force maximale de perforation avec l'angle d'attaque de l'aiguille pour les échantillons S 002-a, S 002-b, D 006-a et D 006-b de TurtleSkin®, des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (barres d'erreur omises pour plus de clarté)	48
Figure 40 – Influence de la température sur la force maximale de perforation pour une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur, une aiguille 23G et différentes valeurs de la vitesse v de déplacement des aiguilles	49

- Figure 41 – Superposition temps-température des valeurs de force maximale de perforation pour du néoprène d'épaisseur 0,8 mm, une aiguille 23G et plusieurs valeurs de température T et de vitesse de déplacement de la sonde v 50
- Figure 42 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la température pour des plaques de néoprène (1,6 mm d'épaisseur) et de nitrile (0,8 mm d'épaisseur), une aiguille 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min 51
- Figure 43 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la température pour une plaque de nitrile renforcé par du tissu de 1,6 mm d'épaisseur et pour une couche de SuperFabric®, une aiguille 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min 51
- Figure 44 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du taux d'humidité lors du conditionnement pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, une aiguille 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min 53
- Figure 45 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du taux d'humidité lors du conditionnement pour une plaque de nitrile renforcé par du tissu de 1,6 mm d'épaisseur, du tricot enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) et une couche de SuperFabric®, une aiguille 25G et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min 53
- Figure 46 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre des aiguilles avec et sans lubrifiant (graisse au silicone) pour une plaque de 3,2 mm de néoprène et une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min .. 54
- Figure 47 – Variation de la réduction de la force de perforation par application d'un lubrifiant (graisse au silicone) en fonction du diamètre des aiguilles pour une plaque de 3,2 mm de néoprène et une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min .. 55
- Figure 48 – Effet de la lubrification par du savon liquide sur la force maximale de perforation par les aiguilles pour différentes valeurs de vitesse de perforation pour une plaque de néoprène de 3,2 mm d'épaisseur et des aiguilles 23G..... 56
- Figure 49 – Photographie d'un gant déformé 57
- Figure 50 – Courbes force-déplacement pour différentes valeurs de taux de déformation causés par la précontrainte appliquée dans le cas d'une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur, des aiguilles 23G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min 57
- Figure 51 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la valeur de la précontrainte pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, une aiguille 25G et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min 58
- Figure 52 – Effet de la dureté du matériau support simulant la main sur la force de perforation d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur, d'une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur et de dureté 70 Shore A, ainsi que d'un tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min 59

Figure 53 – Représentation schématique du processus piqure par les aiguilles (a) et de perforation par les sondes à bout arrondi (b) dans la configuration avec support	60
Figure 54 – Effet de la dureté du matériau support simulant la main sur la force de perforation d'un empilement de trois couches de SuperFabric® et d'échantillons S 002-a, D 006-a, S 002-b et D 006-b de TurtleSkin® avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (barres d'erreur omises pour plus de clarté)	61
Figure 55 – Exemples de courbes force-déplacement obtenues lors de la mesure de la résistance à la piqure pour des gants HexArmor 8030	62
Figure 56 – Force maximale de perforation mesurée pour les gants de protection avec des aiguilles 25G à une vitesse de 500 mm/min (méthode décrite à la section 2.2.6)	63
Figure 57 – Exemples de courbes force-déplacement obtenues avec la sonde de perforation de type A de la norme ASTM F1342-05 [34] pour le gant Hakson 9000C	64
Figure 58 – Force maximale de perforation mesurée pour les gants de protection selon la méthode de caractérisation de la résistance à la perforation normalisée (décrite à la section 2.3) et niveaux de performance selon le protocole 99-114 du NIJ	65
Figure 59 – Résistance à la coupure des gants de protection mesurée selon la méthode décrite dans la section 2.4 et niveaux de performance selon le protocole 99-114 du NIJ	66
Figure 60 – Comparaison entre les valeurs de force maximale de perforation mesurées avec les aiguilles hypodermiques 25G (méthode décrite dans la section 2.2.6) et celles obtenues avec la sonde A de la norme ASTM F1342-05 pour les 58 modèles de gants	67
Figure 61 – Variation de la force appliquée en fonction de la profondeur de la fissure pour trois épaisseurs de néoprène (0,4, 0,8 et 1,6 mm), des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min	85
Figure 62 – Variation de la force à l'initiation de la fissure (position I dans la Figure 10 à la page 22) en fonction de l'épaisseur de néoprène avec des aiguilles 25G et une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min	86
Figure 63 – Méthode de détermination de la variation de l'énergie de déformation correspondant aux différentes profondeurs de perforation de l'aiguille	87
Figure 64 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de la profondeur de la fissure pour trois épaisseurs de néoprène avec une aiguille 23G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min	87
Figure 65 – Montage du porte-échantillon conçu pour l'application d'une pré-extension sur des échantillons soumis à la piqure par les aiguilles médicales	89
Figure 66 – Courbes typiques force-déplacement à différents niveaux de pré-extension appliquée dans le cas du néoprène pour des aiguilles médicales 23G de déplaçant à une vitesse de 50 mm/min	90
Figure 67 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de la profondeur de la fissure pour différentes valeurs de pré-extension appliquées à une plaque de néoprène	

de 1,6 mm d'épaisseur, avec des aiguilles 23G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min	91
Figure 68 – Géométries de l'entaille a) correspondant à la description de Rivlin et Thomas, b) correspondant à la piqure par une aiguille.....	92
Figure 69 – Variation de l'énergie de pré-extension T en fonction de l'allongement pour un échantillon de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur ($C_1 = 172$ kPa, $C_2 = 443$ kPa) calculée en utilisant l'Équation 10.....	93
Figure 70 – Comparaison du calcul de l'énergie de pré-extension en utilisant l'Équation 10 (méthode basée sur le formalisme de Rivlin et Thomas) et l'Équation 18 (LEFM étendue au caoutchouc) pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur	95
Figure 71 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de l'énergie de pré-extension calculée en utilisant l'Équation 10 (méthode basée sur le formalisme de Rivlin et Thomas) et l'Équation 18 (LEFM étendue au caoutchouc) dans le cas d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur perforée par des aiguilles médicales 23G (vitesse de déplacement de l'aiguille de 50 mm/min).....	96
Figure 72 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de l'énergie de pré-extension avec et sans application de lubrifiant pour du nitrile de 0,8 mm d'épaisseur perforé par des aiguilles médicales 23G avec une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min.....	97

1. INTRODUCTION

1.1 Importance du sujet

Les blessures aux mains comptent pour environ 19 % de l'ensemble des lésions indemnisées par la Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec (CSST) avec des déboursés d'un peu plus de 264 millions de dollars pour les années 2003–2005 [1]. Dans certains secteurs industriels tels que l'usinage du métal, ce nombre peut même dépasser 30 % des lésions indemnisées [1,2]. À l'intérieur de ce pourcentage, plus de la moitié des blessures aux mains sont des lacérations de type coupure/piqûre [1].

La problématique de la piqûre par les aiguilles a longtemps été l'apanage du secteur médical. Par exemple, 15 % des coupures et blessures lors des opérations chirurgicales sont causés par des aiguilles médicales [3]. À l'intérieur de ce pourcentage, jusqu'à 77 % des incidents sont causés par des aiguilles à suturer [3] et environ 13 % par des aiguilles cylindriques creuses [4]. Cependant, les aiguilles creuses présentent un niveau de risque beaucoup plus élevé de transmission d'infections, la quantité de sang inoculé lors d'une blessure étant d'environ le double de celle des aiguilles à suturer [5].

Le risque de contracter une infection lors d'une blessure par aiguille est loin d'être négligeable. Par exemple, le contact avec le sang d'une personne testée positive au virus de l'hépatite B (VHB) suite à une blessure par lacération a été associé à un risque de transmission estimé entre 6 et 30 % pour les personnes non immunisées [6,7]. En effet, le virus d'immunodéficience humaine (VIH), le VHB et le virus de l'hépatite C (VHC) peuvent survivre jusqu'à plusieurs semaines à l'extérieur du corps [8]. Dans ce contexte, *l'Occupational Safety and Health Administration* (OSHA) aux États-Unis estime que 5,6 millions de travailleurs dans l'industrie de la santé et des emplois reliés sont à risque d'exposition professionnelle aux maladies transmises par le sang, incluant le VIH, le VHB et le VHC [9]. Au Québec, 1 885 personnes ont été évaluées entre mars 1999 et octobre 2002 par le Centre de référence sur la prophylaxie post-exposition de l'hôpital Saint-Luc du Centre hospitalier universitaire de Montréal (CHUM) [8]. À partir d'une analyse de 202 dossiers de patients ayant fréquenté ce centre entre le 1^{er} mars et le 31 décembre 1999, il est apparu que plus de 50 % des cas d'exposition accidentelle au sang et autres liquides biologiques sont causés par une aiguille [10].

Cependant, d'autres corps de métiers sont également et de manière croissante aux prises avec ce problème de blessure par piqûre d'aiguille. On peut citer l'exemple des policiers lors de perquisitions ou de la fouille de suspects ou de véhicules, le cas des agents en services correctionnels lors de l'inspection des effets personnels et de la fouille des détenus et des cellules, et celui des employés travaillant à la collecte des ordures et à l'entretien des parcs. Par exemple, une étude auprès des officiers de police de la Ville de New York a recensé 121 cas d'exposition transcutanée en 1992, dont 15 dus à des aiguilles [11]. Étant donné le taux d'environ 60 % d'utilisateurs de drogue par injection parmi les hommes arrêtés sur l'île de Manhattan pour cette même période, et une séroprévalence de 30 à 60 % du VIH chez les utilisateurs de drogue par injection enrôlés dans les programmes de traitement contre la drogue, les risques sont élevés pour ces policiers de contracter des maladies infectieuses par exposition transcutanée. Dans le cas du personnel des services d'urgence, il a été noté que les blessures percutanées les plus fréquentes se produisent par contact accidentel avec une aiguille [12]. Elles

causent également la majorité des cas d'infection professionnelle par le VIH. Une autre étude a recensé 43 cas d'exposition professionnelle au sang par des aiguilles, représentant 36 % du total des dossiers de blessures par piqûre par des aiguilles analysés [13]. Les catégories professionnelles hors personnel médical les plus à risque de piqûre par les aiguilles apparaissent être les personnes s'occupant de l'entretien ménager (37 % des cas) et les policiers (35 % des cas). Il est également important de noter que 21 % de ces cas de blessures professionnelles par piqûre par des aiguilles sont d'origine non accidentelle, c'est-à-dire résultant d'agression criminelle à l'aide de seringues et d'aiguilles remplies de sang. Finalement, l'Institut national de santé publique du Québec rapporte 17 cas de blessures par des seringues entre 1996 et 1998 dans la communauté [8]. Celles-ci se sont majoritairement produites dans des parcs, des cours d'école, des toilettes publiques et en manipulant des sacs à ordures. Les sources principales de ces aiguilles laissées dans des endroits inappropriés sont les utilisateurs de drogue par injection et les personnes diabétiques qui, en grande majorité, jettent leurs seringues usagées dans les ordures ménagères.

1.2 Origine de la problématique en santé et sécurité du travail

Afin de prévenir les risques de blessures aux mains et, en particulier, dans le cas d'exposition potentielle aux aiguilles, le port de gants de protection adaptés est préconisé. Par exemple, la norme NFPA 1999 de la *National Fire Protection Association* spécifie les exigences relatives aux gants devant être portés par les travailleurs des services médicaux d'urgence [14]. Une liste de gants de protection pour les officiers de maintien de la loi et des services correctionnels soumis entre autres à des risques de piqûre par des aiguilles hypodermiques a également été proposée par les *National Law Enforcement and Corrections Technology Centers* (NLECTC) du *National Institute of Justice* (NIJ) aux États-Unis [15]. En effet, une diminution majeure du risque de transmission de maladies infectieuses peut être associée au port de gants de protection, avec par exemple une réduction de 52 % du volume de sang transmis lors d'une piqûre par une aiguille creuse en cas de port de gants chirurgicaux par rapport à la situation sans gant [16]. Cependant, des taux très élevés de défaillance des gants, i.e. de perforation accidentelle des gants, ont été relevés notamment dans le domaine de la santé. Par exemple, dans le cas des chirurgies cardiothoraciques, ce taux peut atteindre 61 % [17] et augmente avec la durée de la procédure. La majorité des défaillances des gants en salle d'opération se produisent par piqûre par des aiguilles au niveau de la main gauche ou de la main non dominante. Dans le cas du personnel des services d'urgence, le taux plus faible de défaillance des gants mesuré (10,4 % par paire de gants) peut être en partie expliqué par des durées de port plus courtes [18]. Il est cependant important de noter que ces défaillances des gants passent inaperçues dans 58 % des cas [19]. La situation est pire dans le cas des trous créés par des aiguilles par rapport aux coupures et déchirures, car ils sont difficiles à repérer [17].

En réaction à ce problème de perforation accidentelle et difficile à détecter des gants de protection, différentes stratégies ont été développées [20,21]. Une première est la technique du double gantage, qui consiste à porter deux paires de gants l'une sur l'autre. Elle est recommandée en particulier pour les procédures chirurgicales à haut risque [22]. En effet, une réduction importante du taux de perforation du gant intérieur a été relevée [20,21]. Cette technique a permis une diminution du risque d'exposition au sang du patient en salle d'opération

allant jusqu'à 87 % lorsque le gant externe est perforé [3] et une réduction des taux de contamination d'un facteur 10 chez les chirurgiens [20]. Cependant, l'introduction du double gantage tend à être freinée par la diminution de sensibilité tactile et de la dextérité à laquelle elle est associée [3,23]. Il est à noter que, dans le cas des aiguilles creuses, aucun effet du double gantage n'a été observé au niveau de la quantité de sang transmis lors de la perforation [16]. Une autre technique consiste en un système d'indication visuelle par coloration locale en cas de perforation [19,24,25]. Elle se base sur la superposition de deux gants de couleur contrastante. Cependant, les gants doivent baigner dans un environnement humide pour que le système de détection fonctionne [24]. Cette condition peut se révéler peu pratique pour certaines applications [20,23]. Les autres solutions proposées dans la littérature incluent le port de sous-gants en tricot faits de fibres offrant une bonne résistance à la coupure [20,26,27], la technique du sandwich coton, où un gant en tricot de coton est porté entre deux gants en latex [20], l'ajout de renforts locaux adhésifs [26] et l'incorporation dans la structure du gant d'une couche intermédiaire contenant un liquide désinfectant [16]. De nouveaux matériaux ont également été développés afin d'offrir une protection accrue contre la piqûre par les aiguilles. Il s'agit entre autres du SuperFabric®, qui est formé de petites plaques dures juxtaposées sur un support textile [28], et du TurtleSkin®, qui inclut un tissage très fin de fibres d'aramide résistant à la coupure [29].

Cependant, un problème majeur au niveau du développement de gants de protection contre la piqûre par les aiguilles réside dans le fait que les méthodes normalisées en vigueur concernant la perforation des vêtements de protection sont inadaptées [30]. En effet, les valeurs de résistance mesurées dans le cas des aiguilles hypodermiques, qui sont rapportées comme la plus importante source de blessure par piqûre en milieu hospitalier [31], sont significativement plus faibles que celles obtenues en utilisant les sondes proposées dans ces normes, que ce soit des sondes à bout pointu [30] ou à bout arrondi [32,33]. Or, les méthodes utilisées pour guider les travailleurs soumis à des risques d'exposition aux aiguilles médicales lors de la sélection des gants de protection se basent sur les méthodes normalisées de mesure de la résistance à la perforation existantes. Celles-ci, comme la norme ASTM F1342 [34], utilisent des sondes à bout pointu ou arrondi, mais non des aiguilles hypodermiques. Les performances indiquées pour ces gants sont donc surestimées en cas de piqûre par les aiguilles, ce qui peut générer un dangereux sentiment de fausse sécurité chez les utilisateurs des gants. C'est le cas notamment de la méthode indiquée dans le protocole 99-114 du NIJ [35] pour caractériser et comparer la résistance à la perforation des gants destinés au secteur du maintien de la loi et des services correctionnels. C'est aussi le cas des méthodes utilisées pour comparer les gants destinés aux services médicaux d'urgence [14,36]. Il a également été rapporté, sur la base d'une étude réalisée avec quatre modèles de gants en latex et en nitrile, qu'il n'existe pas de corrélation entre la résistance des gants à la perforation mesurée avec les sondes normalisées et avec les aiguilles hypodermiques [30].

Par ailleurs, deux demandes d'expertise ont été soumises à l'IRSST par un établissement de détention de Montréal et par la Direction générale des services correctionnels du Ministère de la sécurité publique du Québec. Elles faisaient suite à un refus de travail exercé par deux agents de l'établissement de détention affectés à la fouille des effets personnels des personnes incarcérées en réaction à la découverte d'une aiguille usagée lors de leur tâche ainsi qu'aux recommandations émises par l'inspecteur de la Commission de la santé et de la sécurité du travail saisi du dossier. Le soutien de l'IRSST était requis pour permettre d'identifier un gant offrant une protection adéquate aux travailleurs affectés à la fouille, en particulier contre la

piqûre par les aiguilles, la coupure et les liquides biologiques. Cette demande était également supportée par la Ville de Longueuil, l'École nationale de police et son centre de recherche, la Fédération des policiers et policières municipaux du Québec, l'Association des directeurs de police du Québec, la Fraternité des policiers et policières de la ville de Québec, l'Association sectorielle paritaire pour la santé et la sécurité du travail – secteur administration provinciale (APSSAP), et l'Association sectorielle paritaire pour la santé et la sécurité du travail – secteur affaires municipales (APSAM). La demande générale consistait à concevoir des gants de protection anti-piqûre permettant de conserver la dextérité nécessaire à l'exécution des tâches. Les corps professionnels visés par ces différentes requêtes incluaient plus particulièrement les travailleurs cols bleus des services de travaux publics, les policiers municipaux et les agents de la paix en services correctionnels affectés à la fouille.

1.3 Importance scientifique et technique de l'objet d'étude

Des progrès importants ont été réalisés au cours des dernières années, en particulier sous le leadership de l'IRSST, afin de mettre en place des méthodes normalisées adéquates pour la mesure de la résistance des vêtements de protection contre les agresseurs mécaniques. Les travaux ont également permis d'améliorer la compréhension des phénomènes en jeu. Par contre, la question de la piqûre par les aiguilles n'a encore été que très peu abordée dans la littérature.

En ce qui concerne la résistance à la coupure, les travaux effectués à l'IRSST ont mené au développement d'une nouvelle méthode d'essai [37]. Cette méthode a été adoptée dans les versions en vigueur des normes ASTM et ISO sur la mesure de la résistance à la coupure des vêtements de protection (ASTM F1790-05 [38] et ISO 13997 [39]). Les recherches menées avec des élastomères ont également révélé que, dans le cas de ces matériaux, la plus grande partie de l'énergie dépensée pour une coupure par glissement est absorbée par la friction entre la lame et l'échantillon [32,40]. Cette contribution de la friction se divise elle-même en deux composantes, l'une due au frottement des surfaces latérales de la lame avec le matériau coupé et l'autre reliée à la friction au niveau du bord tranchant. Ces deux contributions de la friction ont des effets opposés sur la résistance à la coupure. Un modèle reliant la force de friction à la charge normale appliquée a également été établi [41].

Au niveau de la perforation, les améliorations les plus importantes concernent entre autres l'utilisation de sondes de taille et de forme correspondant mieux aux risques concernés [42]. En particulier, la version en vigueur de la norme ASTM relative à la perforation des vêtements de protection (ASTM F1342-05 [34]) propose deux sondes à tête conique de diamètre égal à 2 mm, avec un rayon de l'extrémité de 0,25 mm pour la sonde A et de 0,50 mm pour la sonde C, et une sonde à tête hémisphérique (B) de diamètre égal à 1 mm. Par ailleurs, il a été démontré pour les membranes en caoutchouc que la géométrie de l'extrémité de la sonde influe fortement sur la force maximale de perforation, qui dépend de la surface de contact entre la membrane et la sonde [32,33]. La perforation apparaît comme étant contrôlée par le taux de déformation maximal du matériau, lequel est un paramètre intrinsèque de celui-ci. De bonnes corrélations ont été obtenues entre les données expérimentales de perforation et un modèle établi à partir du formalisme de Mooney [43,44].

Dans le cas du phénomène de piqûre par les aiguilles, des travaux préliminaires réalisés dans le cadre du projet 099-101 intitulé «Gants de protection: Étude sur la résistance de gants aux agresseurs mécaniques multiples» ont mis en évidence pour la première fois, avec des membranes élastomères, l'existence de différences majeures au niveau mécanistique entre la perforation avec les sondes à bout arrondi utilisées dans les normes et la piqûre par les aiguilles médicales à bord coupant [32,33]. Entre autres, il a été observé que les aiguilles pénètrent de manière graduelle dans le matériau tandis que la perforation par les sondes normalisées se produit brusquement lorsque la déformation dans la membrane sous l'extrémité de la sonde atteint la valeur limite de rupture du matériau. Il a été aussi constaté que les forces maximales de perforation par des aiguilles médicales sont beaucoup plus faibles que celles obtenues avec les sondes à bout arrondi. Le même phénomène a aussi été rapporté dans des études réalisées sur des gants de protection qui comparaient des aiguilles hypodermiques [30] et des aiguilles à usage dentaire [45,46] avec des sondes normalisées à bout pointu, ainsi que des aiguilles à suturer à pointe coupante renversée avec des aiguilles à suturer à pointe conique [26]. Un effet important de la forme de la pointe des aiguilles sur la force maximale de perforation a également été mentionné dans le cas d'expériences réalisées avec des foies bovins [47]. La force augmentait par passage d'une pointe triangulaire à une pointe biseautée puis à une pointe conique. La plus faible force de perforation dans le cas des aiguilles médicales ainsi que leur pénétration graduelle dans le matériau ont été attribuées à la présence d'un bord coupant sur la pointe de l'aiguille [32,33]. Il a également été proposé de manière préliminaire que le processus de piqûre par les aiguilles médicales implique une contribution importante de la coupure et qu'il soit relié à l'énergie de rupture du matériau.

En ce qui concerne les méthodes utilisées par les chercheurs pour étudier la résistance des gants de protection à la piqûre par les aiguilles, elles peuvent être classées en deux grandes catégories. Dans la majorité des cas, elles s'inspirent du montage proposé dans la norme ASTM F 1342 relative à la résistance des vêtements de protection à la perforation [34] et utilisent une aiguille droite comme sonde de perforation [12,25,30,32,33,45]. Cette aiguille est fixée à la partie supérieure d'une machine de test mécanique standard par l'intermédiaire d'une cellule de charge, tandis que l'échantillon est tenu horizontalement entre deux plaques percées composant une base attachée à la partie inférieure de la machine de test. La mesure est réalisée en compression à vitesse constante. Dans les cas où une aiguille courbée est utilisée comme sonde, un système alternatif est employé : l'échantillon est fixé sur une plateforme munie de cellules de charge et l'aiguille est animée d'un mouvement rotatif [19,26]. Dans tous les cas, la variation de la force en fonction du temps ou du déplacement de la sonde est enregistrée. La force maximale est extraite des données.

Quelques études concernant la résistance des gants à la piqûre par les aiguilles médicales ont été identifiées dans la littérature. Dans certains cas, il s'agissait d'évaluer les performances de nouveaux matériaux. Par exemple, il a été montré que la force maximale de piqûre par une aiguille à bord coupant est augmentée d'un facteur 10 pour les zones de gants renforcées par du cuir spécialement tanné ou par un renfort de Spectra® par rapport à des gants en latex et en tricot de fibres de Kevlar® et Lycra® [26]. Dans d'autres travaux, la gravité du risque de transmission associée à une piqûre par des aiguilles creuses était évaluée par le biais de la mesure du volume de sang transmis à travers le gant [16] : une réduction du potentiel de contamination de 81 % a été mesurée pour un gant incluant une couche intermédiaire contenant un liquide désinfectant par

comparaison à un gant en latex alors qu'aucune différence n'était observée entre le simple et le double gantage.

Par ailleurs, d'autres études se sont intéressées à la comparaison entre différents matériaux : en particulier, il a été montré que des gants en nitrile présentaient une résistance à la piqûre par les aiguilles supérieure à celle de gants en latex lorsque des aiguilles hypodermiques de 1,26 mm de diamètre étaient utilisées, même si l'épaisseur de ces gants en nitrile était largement plus faible [30]. Par contre, les valeurs rapportées pour les gants en nitrile étaient significativement plus faibles dans le cas d'aiguilles de 0,45 mm de diamètre à usage dentaire [45,46]. Ces résultats sont néanmoins à considérer avec prudence étant donné que les deux études donnent des résultats contradictoires quant à la comparaison de la résistance à la perforation selon la méthode normalisée pour les deux types de matériaux. De plus, une augmentation de la force maximale de perforation a été observée avec le diamètre des aiguilles médicales ainsi qu'avec le durcissement du matériau dû au traitement de vieillissement thermo-oxydatif du néoprène [32]. Il est à noter qu'un faible effet de l'usure de la pointe de l'aiguille suite à une réutilisation comme sonde de perforation avait été observé avec le néoprène. Il a également été rapporté dans le cadre d'une étude réalisée sur des gants d'examen dentaire en latex et en nitrile que la région du gant présentant la plus faible résistance à la piqûre par les aiguilles est la paume [45]. Ce résultat confirme la validité du choix de la paume des gants comme zone d'échantillonnage pour la mesure de la résistance des gants aux agresseurs mécaniques dans les différentes normes relatives aux vêtements de protection.

Quelques chercheurs se sont également intéressés à la modélisation de la pénétration des aiguilles médicales dans les solides mous, principalement pour des applications dans le domaine médical [47]. Ils ont montré que la force axiale correspondant à l'insertion de l'aiguille à travers la peau et les tissus internes peut s'écrire comme la somme de trois composantes : une force de rigidité, une force de friction et une force de coupure. La première ne s'applique qu'avant la perforation initiale de la surface par l'aiguille et a été associée aux propriétés élastiques de la peau (ou de la capsule pour les organes) et des tissus internes. La force de friction entre la surface de l'aiguille et celle du trou créé dans les tissus n'intervient qu'après la perforation initiale de la surface, de même que la force de coupure, nécessaire pour fendre les tissus. Il a également été suggéré que la distribution asymétrique des forces dans le matériau perforé à la pointe de la fissure, qui est liée à la forme biseautée des aiguilles médicales, peut générer une courbure de l'aiguille. Finalement, un modèle développé avec des sondes à tête plate et pointue a utilisé la fonction d'énergie de déformation d'Ogden à un terme pour décrire le comportement mécanique des solides mous [48]. Une assez bonne concordance a été observée avec des résultats expérimentaux obtenus avec du caoutchouc de silicone et avec de la peau.

1.4 But du projet et objectifs spécifiques

Le but principal de ce projet était de développer une méthode d'essai normalisable pour mesurer la résistance des matériaux de gants de protection à la piqûre par les aiguilles médicales, en collaboration avec le comité F-23 de l'ASTM. Cette méthode pourrait servir à classer la résistance des matériaux en fonction de leur performance contre ce type d'agresseur. En plus de ce but principal, il était aussi prévu d'amorcer des travaux pour prendre en compte l'action support de la main dans le gant. Il s'agissait également de développer des connaissances sur les mécanismes de rupture des matériaux lors de leur perforation par les aiguilles médicales afin de permettre aux manufacturiers d'équipements de protection de développer des gants plus performants. Finalement, une évaluation des performances de gants disponibles commercialement a aussi été réalisée afin d'aider les travailleurs et employeurs concernés à effectuer un choix éclairé en fonction de la protection requise contre les agresseurs mécaniques. L'évaluation de la dextérité et de la sensibilité tactile des gants les plus performants par rapport à la piqûre a été effectuée auprès des travailleurs, mais les résultats de ce volet sont présentés dans un rapport distinct de celui-ci [49].

De manière plus précise, les objectifs spécifiques du projet couverts par ce rapport sont :

1. Étudier et comparer le comportement de différents matériaux utilisés dans la fabrication des gants de protection contre les agresseurs mécaniques lorsqu'ils sont perforés par une aiguille médicale et par une sonde normalisée;
2. Analyser l'influence de différents paramètres liés aux aiguilles, aux matériaux perforés et aux conditions expérimentales;
3. Effectuer une étude préliminaire pour évaluer l'effet de la présence de la main dans le gant sur la résistance à la piqûre par les aiguilles;
4. Proposer une méthode de mesure de la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales qui tienne compte des résultats des points précédents et puisse servir de base au développement d'une norme d'essai;
5. Caractériser les performances contre la piqûre par les aiguilles des gants de protection disponibles commercialement;
6. Faire des recommandations concernant la sélection de gants de protection offrant la meilleure protection contre les aiguilles médicales.

En raison des demandes d'expertise et de recherche qui ont motivé la réalisation de ce projet, les travaux ont ciblé plus particulièrement trois groupes professionnels : les policiers, les agents de la paix en services correctionnels et les cols bleus (horticulteurs et éboueurs). Des représentants de ces milieux d'activités ont d'ailleurs activement contribué au projet tout au long de son déroulement. Les résultats de ces travaux pourront également être transposés à d'autres catégories professionnelles et d'autres types de tâches.

2. MÉTHODES EXPÉRIMENTALES

2.1 Matériaux

L'inventaire des gants de protection pour ce projet a été réalisé auprès des usagers et des manufacturiers. En ce qui concerne les groupes professionnels impliqués dans le projet, c'est-à-dire les corps policiers, les services correctionnels et les cols bleus, une enquête a été menée par les associations sectorielles concernées, l'APSAM et l'APSSAP, afin d'identifier les modèles de gants actuellement utilisés.

Par ailleurs, un recensement des modèles de gants affichés comme présentant une résistance à la perforation ou à la piqure a été effectué à partir de catalogues papier et en ligne de manufacturiers de gants de protection. Environ 120 modèles de gants pour les manufacturiers nord-américains et 21 pour les manufacturiers européens et asiatiques ont été identifiés. Une liste de 25 gants pour usage potentiel dans les services policiers et correctionnels a également été trouvée sur le site de Justnet dans le cadre d'un programme de tests effectués par le *National Law Enforcement and Corrections Technology Center* (NLECTC) du NIJ aux États-Unis [50].

À partir de ces informations, 24 manufacturiers ont été contactés et 11 d'entre eux ont accepté de fournir des gants pour cette étude. La liste des 58 modèles de gants pour lesquels des échantillons ont été obtenus est donnée à l'annexe A (p.83). Ces gants ont été caractérisés en termes de résistance à la perforation selon la norme ASTM en vigueur (voir section 2.3) et à la piqure par les aiguilles en utilisant la méthode en déformation libre développée dans le cadre du projet (voir section 2.2.6). Par ailleurs, la résistance à la coupure a également été mesurée selon la norme ASTM en vigueur (voir section 2.4) dans le cas de 12 modèles de gants les plus performants par rapport à la piqure.

D'autre part, des matériaux modèles représentatifs des différents types de gants de protection utilisés pour la protection contre les risques mécaniques ont été sélectionnés afin de réaliser l'étude plus fondamentale sur le phénomène de piqure et l'effet des différents paramètres expérimentaux. En ce qui concerne les gants non supportés, deux types d'élastomères, le néoprène et le nitrile, ont été testés sous forme de plaques homogènes d'épaisseur constante afin de limiter la variabilité. Des plaques de néoprène d'épaisseur 0,4, 0,8, 1,6 et 3,2 mm ont été obtenues auprès de la compagnie Fairprene Industrial Products (Fairfield, Connecticut) et des plaques de nitrile d'épaisseur 0,8, 1,6, 2,4 et 3,2 mm auprès de la compagnie McMaster Carr (Atlanta, Georgia). Des échantillons de nitrile ont également été découpés dans des gants en nitrile de 0,8 mm d'épaisseur (modèle Sol-Vex 37-165 de la compagnie Ansell). Il a aussi été possible d'obtenir des plaques de dureté différentes pour le néoprène (30, 50 et 70 Shore A) et pour le nitrile (50, 60 et 70 Shore A) auprès de la compagnie McMaster Carr.

Deux types de matériaux modèles représentatifs des gants supportés ont été utilisés. D'une part, des plaques de nitrile renforcé par du tissu (épaisseurs de 1,6 et 4,2 mm) ont été obtenues chez McMaster Carr. Malgré que ce matériau soit trop rigide pour une utilisation pour les gants, il fournit un exemple de structure correspondant à un tissu noyé dans une matrice polymère. D'autre part, des spécimens ont été prélevés dans les sections de la paume et du poignet de gants en tricot de coton enduit de néoprène (modèle Scorpio 8-352 de la compagnie Ansell, épaisseur de 1,3 mm). Ces gants présentent un fini rugueux, au niveau de la main, destiné à renforcer

l'adhérence sur les surfaces mouillées et glissantes. Ce fini rugueux est produit en partie par la présence de petites particules dures dispersées dans l'enduit de néoprène et dépassant de la surface du gant. Étant donné que la présence des particules dures dans la section de la paume augmente fortement la variabilité des résultats, la section du poignet, qui présente une structure similaire, mais sans présence des particules, a été utilisée pour la production des échantillons destinés à étudier l'effet des différents paramètres expérimentaux. Quelques mesures ont également été réalisées avec le support tricot utilisé dans ces gants de protection.

Par ailleurs, deux types de matériaux conçus spécialement pour offrir un niveau de protection contre les risques mécaniques dans les gants ont également été inclus dans cette étude. Le SuperFabric® est un nouveau matériau développé par la compagnie HDM Inc. pour une résistance élevée à la coupure, à la perforation et à l'abrasion [28]. Il consiste en de petites plaques dures juxtaposées sur un support textile (Figure 1). Lorsqu'une protection contre la piqure par les aiguilles est nécessaire, au moins deux couches du matériau sont superposées de manière à ce que les espaces entre les plaques sur une couche soient couverts par les plaques des autres couches (Figure 1). Ce matériau a été testé à la fois de manière individuelle et sous la forme de couches superposées, chaque couche étant orientée à 90° par rapport à la précédente selon les indications du fabricant, ainsi que par le biais d'échantillons prélevés dans la paume de gants Hercules One (modèle 4042) d'HexArmor®. Ces gants comprennent quatre couches, soit une doublure interne, deux couches de SuperFabric® et une couche externe de cuir synthétique.

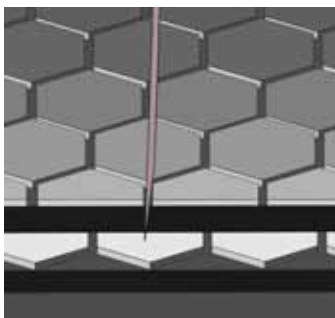


Figure 1 – Représentation schématique du principe de résistance à la piqure par les aiguilles pour le matériau SuperFabric®

L'autre matériau testé est le TurtleSkin® de la compagnie Warwick Mills. Il s'agit d'un tissage très fin de fibres d'aramide (Kevlar®) qui, selon les indications du fabricant, permet une très bonne résistance à la coupure, à la perforation, à l'abrasion et à la piqure par les aiguilles tout en préservant un bon niveau de dextérité et de sensibilité tactile [29]. Quatre types de matériaux correspondant à deux modèles de gants (Search 002 et Duty 006) ont été testés. L'échantillon S 002-a d'une épaisseur de 0,4 mm est composé d'un tissu enduit noir mince présentant un fini rugueux. L'échantillon S 002-b d'une épaisseur de 0,35 mm présente un renfort jaune tissé mince et un enduit lisse. L'échantillon D 006-a d'une épaisseur de 1,35 mm comprend un renfort jaune tissé et un enduit noir épais. Et finalement, l'échantillon D 006-b se compose du renfort jaune tissé épais présent dans l'échantillon D 006-a (épaisseur de 0,35 mm).

2.2 Mesure de la résistance des matériaux de gants à la piqûre par les aiguilles

Une partie importante du projet portait sur le développement d'une méthode de mesure de la résistance des matériaux de gants à la piqûre par les aiguilles dans des conditions simulant le port des gants. À cet effet, le montage développé dans le cadre d'un projet précédent portant sur une méthode d'évaluation de la résistance à la perforation des gants de protection [42] et adopté dans la norme ASTM correspondante [34], a servi de base pour les méthodes en déformation libre, avec matériau précontraint et avec support, qui sont décrites dans cette section. Dans ce qui suit, le terme sonde fait référence autant aux aiguilles qu'aux sondes normalisées.

2.2.1 Montage en déformation libre

Le montage en déformation libre comprend une base maintenant l'échantillon en place et une sonde appliquant une force en compression au centre de celui-ci. Tel qu'illustré à la Figure 2, l'échantillon est fixé entre deux plaques d'acier percées munies d'un système de fermeture à air comprimé. Les bords du trou de la plaque inférieure sont arrondis pour éviter une concentration de contraintes dans l'échantillon. Deux dimensions pour le diamètre D_h de l'ouverture dans les plaques porte-échantillon sont disponibles, soit 13,5 et 38 mm. Cette base est positionnée dans une machine de test universelle (Instron 1137 ou MTS Insight), la sonde étant fixée par un mandrin à cheville dans une cellule de charge de 50 lb (222 N).

Ce montage peut être inséré dans un four afin d'appliquer des conditions de température supérieure à la température ambiante. Il peut également être incliné par rapport à l'axe de déplacement de la sonde afin de faire varier l'angle d'incidence entre la sonde et l'échantillon.

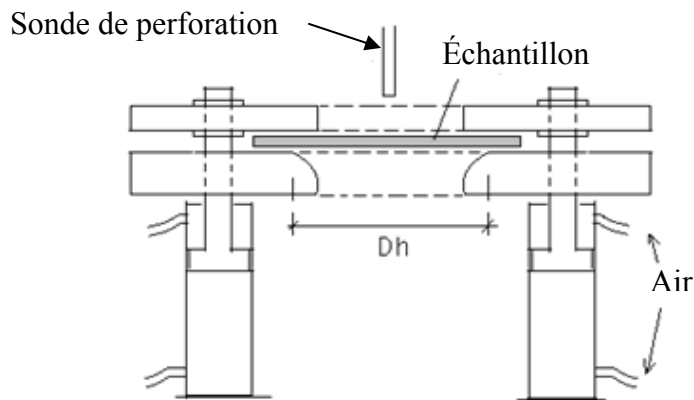


Figure 2 – Dispositif de mesure en déformation libre

2.2.2 Montage en déformation libre avec matériau précontraint

Lorsqu'ils sont portés, les gants peuvent être soumis à une déformation en extension, par exemple aux articulations des doigts lors de mouvements en flexion ou dans le cas de gants très ajustés sur la main. Cette précontrainte exercée sur le matériau du gant peut éventuellement affecter sa propriété de résistance à la piqure par les aiguilles. Dans le but d'étudier ce phénomène, un système d'application d'une précontrainte équibiaxiale a été adapté sur le montage en déformation libre. Comme illustré dans la Figure 3, la précontrainte est exercée à l'aide d'un cylindre creux en cuivre placé sous l'échantillon et déplacé vers le haut à l'aide d'un support élévateur.

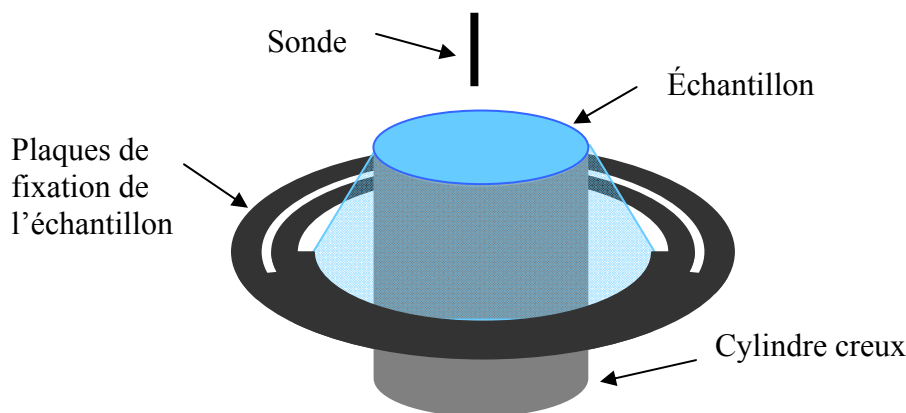


Figure 3 – Schéma du dispositif d'application de la précontrainte

Une fois la précontrainte appliquée, des marques étaient dessinées au crayon sur le diamètre du cylindre creux. La valeur du taux de déformation appliqué a été calculée en mesurant le diamètre de la surface étirée donné par les marques après élimination de la précontrainte. Ce montage a permis d'appliquer des précontraintes correspondant à des taux de déformation supérieurs à 100 % sur les membranes élastomères, qui possèdent de bonnes propriétés d'élasticité.

2.2.3 Montage avec support

Afin d'évaluer de quelle manière le support produit par la main portant le gant influe sur la résistance du gant à la piqure par les aiguilles, des essais préliminaires relatifs à l'effet d'un support simulant la main dans le gant ont été réalisés dans le cadre de ce projet. Le montage en déformation libre était utilisé en combinaison avec des blocs en caoutchouc de duretés différentes placés sous le matériau à tester. Tel que l'illustre la Figure 4, un système a été conçu afin que la contribution du matériau support se limite à procurer un support à l'échantillon : un morceau de feuille d'aluminium relié à l'aide d'un circuit électrique à la sonde était positionné entre le matériau à tester et le matériau support à la verticale de l'aiguille pour détecter le moment exact où la surface inférieure du matériau à tester était perforée.

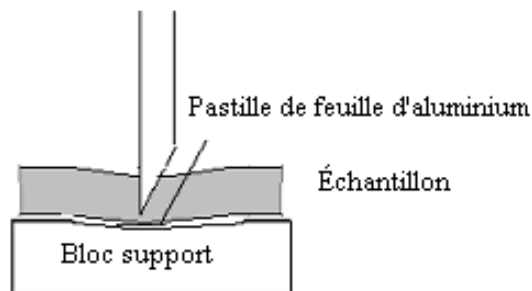


Figure 4 – Schéma de la disposition du montage avec support

Différents types de néoprène sous la forme de plaques de 2,5 cm d'épaisseur et possédant des duretés comprises entre 20 et 100 Shore A (de la compagnie McMaster Carr) ont été utilisés comme matériau support. Par comparaison, des valeurs de dureté équivalant à 20 Shore A ont été rapportées pour la section ventrale des doigts et pour la main, tandis que la dureté de la section dorsale des doigts atteignait des valeurs équivalant à 50 Shore A [51]. Les valeurs de dureté utilisées dans cette étude couvrent donc le domaine physiologique correspondant à la main.

2.2.4 Aiguilles et sondes normalisées

De la même façon que pour les gants, un inventaire des aiguilles a été réalisé à la fois en amont et en aval. Les différents types de modèles d'aiguilles disponibles sur le marché ont été identifiés à partir de catalogues en ligne de quelques manufacturiers. En parallèle, un sondage a été réalisé auprès de pharmaciens pour déterminer les modèles d'aiguilles les plus vendus aux particuliers. Des contacts ont également été établis avec des organismes en liaison avec les milieux de la toxicomanie pour répertorier les aiguilles les plus souvent utilisées par cette clientèle. Finalement, des informations sur les types d'aiguilles auxquels sont exposés les milieux professionnels impliqués dans le projet ont été obtenues par l'intermédiaire du comité de suivi. Les résultats de cet inventaire indiquent que les aiguilles auxquelles sont le plus souvent exposés les policiers, les agents de la paix en services correctionnels et les cols bleus sont majoritairement des aiguilles à trois facettes de calibre compris entre 23 et 29G. Ces résultats sont également confirmés par des données pour 2008 obtenues du *North American Syringe Exchange Network* (NASEN) qui indiquent que 100 % des aiguilles fournies dans le cadre des SEPs (programmes d'échange de seringues) sont de calibre compris entre 25G et 29G. De plus, 96 % d'entre elles concernent les aiguilles 27G et 28G [52].

Afin d'étudier l'effet des différentes caractéristiques des aiguilles médicales (diamètre, angle de la pointe et nombre de facettes) sur le comportement des matériaux modèles en termes de résistance à la piqure, des aiguilles hypodermiques intramusculaires de calibre compris entre 21 et 29G (diamètre entre 0,35 et 0,8 mm) et des aiguilles spinales (qui ne possèdent qu'une facette) ont été utilisées. Il s'agit d'aiguilles en acier inoxydable produites par les compagnies Becton and Dickinson (BD) et Terumo® Medical Corporation, qui sont parmi les marques les plus répandues au Québec. Le Tableau 1 donne leurs caractéristiques principales et la Figure 5 illustre les configurations à une facette (aiguille spinale) et à trois facettes (aiguille hypodermique). Il est à noter que la valeur d'angle rapportée pour les aiguilles à trois facettes correspond à l'angle des

facettes proches de la pointe (voir Figure 5.c). Dans les cas des aiguilles spinales, une fine tige est présente au centre de l'aiguille et a été retirée pour les tests.

Tableau 1 – Caractéristiques des aiguilles médicales utilisées

Nombre de facettes	Calibre	Diamètre D (mm)	Angle de la pointe α	Usage
3	29G	0,32	24°	Hypodermique intramusculaire
3	28G	0,35	18°	Hypodermique intramusculaire
3	27G	0,40	19°	Hypodermique intramusculaire
3	25G	0,50	18°	Hypodermique intramusculaire
3	23G	0,65	16°	Hypodermique intramusculaire
3	22G	0,70	20°	Hypodermique intramusculaire
3	21G	0,80	19°	Hypodermique intramusculaire
1	25G	0,50	20°	Spinale
1	25G	0,50	30°	Spinale

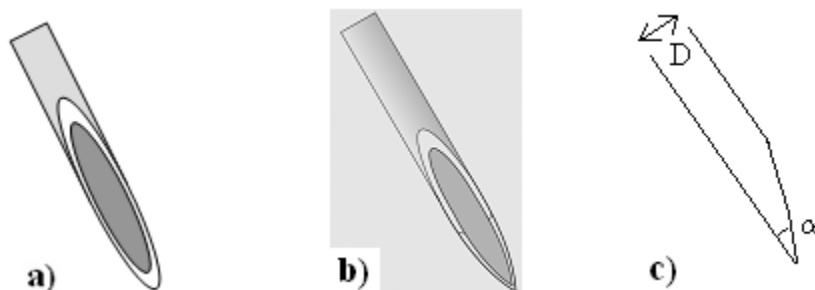


Figure 5 – Schéma des aiguilles médicales : a) à une facette (vue de face); b) à trois facettes (vue de face); c) à trois facettes (vue de profil, D = diamètre et α = angle de la pointe)

Par ailleurs, des sondes cylindriques et coniques ont également été utilisées en combinaison avec les différents montages destinés à l'étude du phénomène de piqûre par les aiguilles, afin de mettre en évidence d'éventuelles différences au niveau des mécanismes de rupture entre les géométries. Il s'agit d'une part des sondes cylindriques à tête conique de type A (diamètre de 2 mm, cône d'angle 26° et extrémité sphérique de rayon 0,25 mm) et à tête hémisphérique de type B (diamètre de 1 mm et extrémité sphérique de rayon 0,5 mm) décrites dans la méthode correspondant à la norme ASTM F1342-05 sur la mesure de la résistance à la perforation des matériaux utilisés pour les vêtements de protection [34]. D'autre part, quelques mesures ont également été réalisées avec une tige de diamètre de 0,5 mm à tête plate en acier inoxydable.

2.2.5 Conditions opératoires pour les tests sur les matériaux modèles

La mesure consistait à enregistrer la variation de la force appliquée sur l'échantillon par la sonde en fonction du déplacement de celle-ci. Afin d'augmenter la résolution des courbes force-déplacement, des vitesses de déplacement de la sonde plus faibles (entre 10 et 100 mm/min) que la vitesse de 500 mm/min spécifiée dans la norme ASTM F1342-05 [34] ont été utilisées pour la majorité des tests réalisés sur les matériaux modèles.

À partir des données de force et de déplacement obtenues, les valeurs de force maximale et de déplacement correspondant à cette force maximale étaient déterminées. Pour chaque condition, quatre répliques étaient mesurées. Une distance correspondant au moins au diamètre de l'ouverture des plaques porte-échantillon utilisées était toujours laissée entre deux sites de perforation contigus sur un échantillon.

De manière générale, les aiguilles employées comme sonde de test n'étaient utilisées qu'une seule fois. En effet, les résultats obtenus avec certains matériaux modèles relativement durs ont mis en évidence un émoussement rapide de la pointe d'un test au suivant, se traduisant par une augmentation rapide de la force de perforation entre deux essais successifs réalisés avec la même aiguille (voir section 3.2.2). Les seules exceptions ont concerné l'étude de l'effet de l'usure des aiguilles, ainsi que les tests réalisés sur les membranes élastomères pour lesquels les aiguilles pouvaient être réutilisées jusqu'à cinq fois. En effet, une étude précédente avait montré que, dans le cas du néoprène, une augmentation de la force de perforation de moins de 7 % était obtenue après dix utilisations successives d'une même aiguille comme sonde de perforation [32]. Par ailleurs, sauf lorsque spécifié autrement, les résultats rapportés correspondent à des conditions de température ambiante avec les plaques du porte-échantillon présentant une ouverture de diamètre égal à 38 mm, et une incidence normale de la sonde par rapport au plan de l'échantillon. En effet, dans le cas du diamètre de l'ouverture des plaques, les tests réalisés avec les matériaux modèles ont montré une absence d'influence significative sur la force de perforation dans le cas des aiguilles médicales (voir section 3.3.2). Pour les tests utilisant des aiguilles médicales comme sonde de perforation, sauf lorsque spécifié autrement, il s'agit d'aiguilles à trois facettes. De la même façon, dans le cas des plaques de néoprène et de nitrile, la dureté est généralement de 50 Shore A sauf si spécifié autrement.

2.2.6 Méthode de mesure de la résistance à la piqûre par les aiguilles utilisée pour caractériser les gants de protection

Dans le cadre de ce projet, une méthode de mesure de la résistance des gants de protection à la piqûre par les aiguilles a été développée. Elle a été utilisée pour caractériser les performances des 58 modèles de gants inclus à l'annexe A (p.83).

Cette méthode se base sur le principe de la déformation libre (voir section 2.2.1), similaire au montage proposé dans la norme ASTM F1342-05 [34]. Elle consiste à mesurer la force nécessaire pour perforer l'échantillon avec une sonde qui, dans ce cas-ci, est une aiguille hypodermique intramusculaire de calibre 25G. Le montage utilisé pour maintenir l'échantillon

correspond à celui illustré dans la Figure 2, avec un diamètre Dh de 13,5 mm. Il est inséré dans une machine d'essai pourvue d'une cellule de charge de 56.2 lb (250 N) (voir Figure 6). Le Tableau 2 résume les conditions utilisées pour ces mesures de la résistance des gants à la piqûre par les aiguilles. La méthode est donc similaire à celle de la norme ASTM F1342-05 à deux différences près : la sonde utilisée est une aiguille hypodermique et une aiguille neuve est utilisée pour chaque test.



Figure 6 – Photo du montage de perforation par une aiguille

Tableau 2 – Conditions correspondant à la méthode de mesure de la résistance à la piqûre par les aiguilles utilisée pour caractériser les gants de protection

Montage	Déformation libre, ouverture de plaque porte-échantillon de 10 mm (diamètre interne)
Sonde	Aiguille hypodermique intramusculaire de calibre 25G (0,5 mm de diamètre, 3 facettes, angle régulier (18°), marque BD) Aiguille neuve pour chaque test
Échantillon	Découpé dans la paume du gant et inclut toutes les couches présentes à cet endroit
Cellule de charge	50 lb
Vitesse	500 mm/min
Angle d'attaque	90°
Température	Ambiante
Distance entre sites de perforation sur l'échantillon	10 mm minimum

Au niveau du nombre de répliques réalisées, la procédure suggérée pour permettre de prendre en compte de manière satisfaisante la variabilité entre les gants d'un même modèle comprend la réalisation d'un minimum de 12 mesures, distribuées également sur quatre gants différents, tel que proposé dans la norme ASTM F1342-05 [34]. Cependant, en raison de la quantité limitée d'échantillons disponibles dans le cadre de cette étude, le nombre de répliques pour les tests sur les 58 modèles de gants a été réduit à deux séries de cinq mesures réalisées sur des échantillons pris dans deux gants différents, soit un total de dix valeurs.

Lors de la mesure, les données de force appliquée et de déplacement de la sonde étaient enregistrées pendant que l'aiguille pénétrait à travers l'échantillon. La valeur de force de perforation rapportée dans ce rapport correspond au maximum de la courbe force-déplacement. Les valeurs de moyenne et d'écart-type ont été calculées à partir des données obtenues pour les différentes répliques.

2.3 Mesure de la résistance à la perforation

Des tests de mesure de la résistance à la perforation ont également été réalisés sur les 58 modèles de gants selon la méthode décrite dans la norme ASTM F1342-05 [34]. Il s'agit de mesurer la force qui correspond à la perforation de l'échantillon par une sonde. Le montage utilisé correspond à celui illustré dans la Figure 2, avec un diamètre D_h de 13,5 mm. Il est inséré dans une machine d'essai pourvue d'une cellule de charge de 250N. La sonde A de la norme, illustrée dans la Figure 7, a été employée. Il s'agit d'une tige en acier inoxydable de 2 mm de diamètre à tête conique, avec une extrémité arrondie d'un rayon de 0,25 mm. Cette sonde est équivalente à celle utilisée dans le protocole 99-114 du NIJ [35] pour l'évaluation comparative des gants destinés au secteur du maintien de la loi et des services correctionnels [15].

Les tests ont été réalisés à température ambiante à une vitesse constante de déplacement de la sonde de 500 mm/min. Les échantillons étaient découpés dans la zone de la paume et incluaient toutes les couches présentes dans le gant à cet endroit. Les valeurs de force appliquée et de déplacement de la sonde étaient enregistrées au cours de la mesure, permettant la détermination de la valeur de la force maximale.

De même que pour les tests de résistance à la piqure réalisés sur les gants, en raison du nombre limité d'échantillons disponibles dans le cadre de cette étude, le nombre de répliques a été réduit à deux séries de cinq mesures réalisées sur des échantillons pris dans deux gants différents, soit un total de dix valeurs. Les valeurs de moyenne et d'écart-type correspondant à la force de perforation ont été calculées à partir des données obtenues pour les différentes répliques.

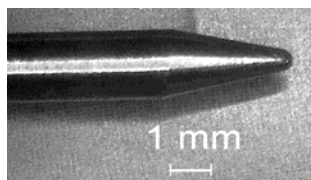


Figure 7 – Photo de la sonde A de la norme ASTM F1342-05 relative à la mesure de la résistance à la perforation des matériaux utilisés pour les vêtements de protection

2.4 Mesure de la résistance à la coupure

Étant donné que plusieurs types d'agresseurs mécaniques sont généralement présents de manière simultanée dans des conditions typiques de travail, des mesures de résistance à la coupure ont également été réalisées sur les 12 modèles de gants identifiés comme les plus pertinents par les groupes professionnels impliqués. Dans le domaine des matériaux de protection, deux normes, ASTM F 1790-05 [38] et ISO 13997 [39], proposent une technique pour caractériser la résistance à la coupure par des objets tranchants. Celle-ci est basée sur des travaux réalisés à l'IRSST [36]. Cette méthode consiste à déterminer la force qui correspond à la traversée de l'épaisseur du matériau testé par une lame ayant parcouru une distance de 20 mm. Le tomodynamomètre TDM-100 (Les Produits Industriels RGI, St-Jean-sur-Richelieu QC), conçu spécialement pour effectuer une telle caractérisation et recommandé spécifiquement dans les deux normes, a été utilisé pour cette étude.

La méthode utilisée dans cette étude correspond aux indications de la norme ASTM F 1790-05 [38]. Une différence concerne le processus de calibration du tranchant des lames proposé dans la norme, qui est réalisé avec du néoprène et mène au calcul d'un facteur de correction appliqué sur la mesure de la distance parcourue lors des tests. En effet, étant donné que les matériaux des gants de protection à évaluer possèdent des caractéristiques très différentes en termes de comportement à la coupure par rapport au matériau d'étalonnage, soit le néoprène, aucun facteur correctif n'a été utilisé pour les mesures rapportées ici. Par ailleurs, dans le cas des gants à structure multicouche, un dispositif d'immobilisation des échantillons conçu spécialement à cet effet (Figure 8) [53] et dont l'introduction dans la norme ASTM est actuellement en discussion, a été utilisé pour maintenir l'ensemble de l'échantillon en place.

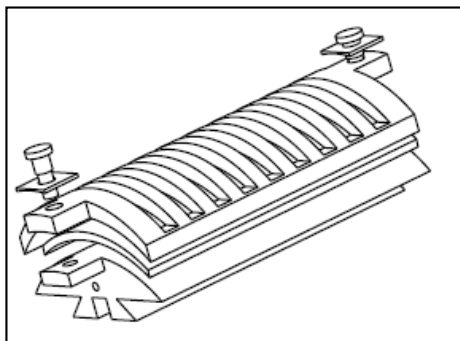


Figure 8 –Dispositif d'immobilisation des échantillons conçu pour maintenir en place les échantillons multicouches lors de la mesure de la résistance à la coupure

3. RÉSULTATS

Le développement d'une méthode de mesure de la résistance des matériaux de gants de protection à la piqûre par les aiguilles médicales constitue l'objectif principal de ce projet. Il a nécessité l'étude du phénomène associé à l'interaction des aiguilles avec les différents types de matériaux utilisés pour la fabrication des gants de protection contre les risques mécaniques, incluant les mécanismes de rupture et l'effet des différents paramètres expérimentaux. Cette étude a été réalisée avec des matériaux modèles pertinents aux différents types de gants, dont une description détaillée est fournie dans la section 2.1 de ce rapport. Les sections 3.1 à 3.6 ci-dessous présentent les résultats obtenus avec ces matériaux modèles. Par ailleurs, des tests ont également été réalisés sur une série de gants de protection contre les risques mécaniques. Les résultats en termes de résistance à la piqûre par les aiguilles mesurée selon la méthode développée dans le cadre de ce projet ainsi que de résistance à la perforation et à la coupure sont fournis dans la section 3.7.

3.1 Analyse du mécanisme de rupture des matériaux correspondant à la piqûre par les aiguilles médicales

Cette section propose une analyse du mécanisme de rupture correspondant à la piqûre par les aiguilles médicales et effectue une comparaison avec ce qui se produit dans le cas des sondes à bout arrondi utilisées dans la méthode normalisée ASTM de mesure de la résistance à la perforation des vêtements de protection [34].

3.1.1 Comparaison des phénomènes de perforation par les sondes normalisées et de piqûre par les aiguilles

Des travaux réalisés précédemment avaient mis en évidence des différences importantes entre le cas d'une perforation par des sondes à bout arrondi telles que celles utilisées dans la norme ASTM F1342-05 et le cas d'une piqûre par une aiguille médicale [32,33]. Les courbes force-déplacement illustrées à la Figure 9 montrent que la force maximale et le déplacement de la sonde à la force maximale sont plus élevés pour la sonde à bout arrondi que pour l'aiguille.

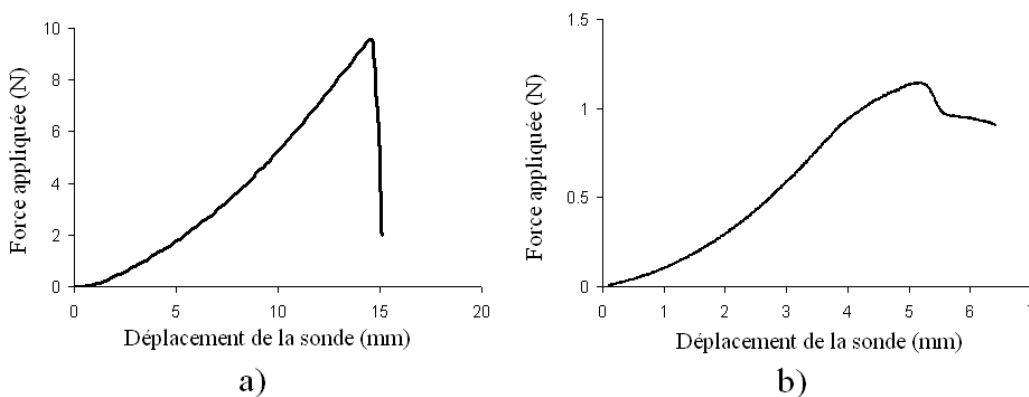


Figure 9 – Courbes force-déplacement typiques pour le cas a) d'une sonde à bout arrondi (sonde A de la norme ASTM F1342-05) et b) d'une aiguille médicale de 25G pour une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur

Le Tableau 3 présente des valeurs de la force de perforation maximale et du déplacement de la sonde à la force maximale pour une plaque de néoprène mesurées à la fois avec la sonde conique A de la norme ASTM F1342-05 (2 mm de diamètre, extrémité arrondie avec un rayon de 0,25 mm) et avec une aiguille médicale à trois facettes de 23G (0,65 mm de diamètre). Ces résultats ont été obtenus pour trois épaisseurs différentes de néoprène, les mesures étant prises dans des conditions expérimentales identiques. Ceci inclut entre autres une vitesse de déplacement de la sonde de 100 mm/min. Les valeurs de force maximale sont plus faibles d'environ un ordre de grandeur dans le cas des aiguilles et les valeurs de déplacement de la sonde à la force maximale sont réduites d'un facteur 3. Dans le cas d'une tige cylindrique à tête plate de 0,5 mm de diamètre, la valeur de force enregistrée pour la perforation d'une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur à une vitesse de 100 mm/min est de 10,8 N [32], ce qui est comparable à ce qui est obtenu avec la sonde conique A puisque le diamètre de son extrémité est de 0,5 mm, soit le même que celui de la sonde plate. Les valeurs beaucoup plus faibles obtenues dans le cas des aiguilles ne peuvent donc pas être attribuées à la différence de diamètre des sondes. Il apparaît donc à la lumière de ces résultats que la résistance offerte par un même matériau est très différente dans le cas de sondes à bout arrondi telles que celles utilisées dans les normes sur la perforation et dans le cas des aiguilles médicales.

Tableau 3 – Valeurs de force maximale et de déplacement à la perforation par la sonde conique A de la norme ASTM F1342-05 et par une aiguille 23G pour trois épaisseurs de néoprène avec une vitesse de déplacement de la sonde de 100 mm/min (écart-type entre parenthèses)

	Épaisseur du néoprène (mm)	0,4	0,8	1,6
Sonde conique	Force maximale de perforation (N)	5,1 (0,2)	10,4 (0,3)	19,2 (0,5)
	Déplacement à la force maximale (mm)	14,7 (0,2)	14,9 (0,2)	15,3 (0,2)
Aiguille médicale	Force maximale de perforation (N)	0,5 (0,04)	1,4 (0,1)	2,2 (0,1)
	Déplacement à la force maximale (mm)	2,7 (0,2)	3,6 (0,2)	5,3 (0,3)

Par ailleurs, ces données indiquent également que les mécanismes de perforation sont différents entre les sondes à bout arrondi et les aiguilles. Dans le cas des sondes à bout arrondi, il a été montré dans des travaux antérieurs que la perforation des élastomères se produit de manière subite et sans préfissuration au moment où la déformation du matériau sous l'extrémité de la sonde atteint sa valeur limite de rupture [32,33]. Par conséquent, le déplacement de la sonde, qui contrôle la déformation de l'échantillon, atteint des valeurs élevées à la perforation. Par contre, dans le cas des aiguilles médicales, le bord coupant de la pointe provoque rapidement une fissure à la surface du matériau. Elle élargit ensuite graduellement la surface de cette fissure au fur et à mesure où elle pénètre plus profondément dans l'épaisseur de la membrane. Tout ce processus se passe sans que l'échantillon ne subisse une déformation importante, ce qui se traduit donc par de faibles valeurs de déplacement de l'aiguille lors de la perforation.

Les propriétés intrinsèques du matériau qui contrôlent la résistance à la perforation par les sondes à bout arrondi et celles qui contrôlent la résistance à la piqure par les aiguilles ne sont pas les

mêmes. En ce qui concerne les sondes à bout arrondi, des travaux antérieurs avaient montré que la perforation des élastomères est liée à la résistance en tension du matériau et à sa déformation à la rupture [32,33]. Par contre, dans le cas des aiguilles médicales, la déformation du matériau ne semble pas jouer un rôle important. Le phénomène en jeu semble plutôt être associé à un processus de coupure. Il a d'ailleurs été proposé de manière préliminaire que la résistance à la piqûre par les aiguilles des élastomères soit liée à l'énergie de rupture du matériau [33].

3.1.2 Description du processus de piqûre par les aiguilles

La forme de la courbe obtenue lors d'un test de piqûre par des aiguilles est dépendante des caractéristiques de l'aiguille (diamètre et géométrie de l'extrémité de l'aiguille) et du type de matériau. La Figure 10 illustre une courbe force-déplacement obtenue dans le cas d'un échantillon de caoutchouc néoprène de 3,2 mm d'épaisseur et d'une aiguille 21G (0,8 mm de diamètre) à trois facettes. Cette figure décrit également, étape par étape, une interprétation du processus de pénétration de l'aiguille dans la membrane. À la position zéro (0), l'aiguille est en contact avec l'échantillon sans exercer de force sur celui-ci. Entre les positions 0 et I, l'aiguille pousse sur la membrane et la déforme, mais sans pénétrer dans le matériau. La position I correspond au tout début de la pénétration de la pointe de l'aiguille dans l'échantillon. Entre les positions I et X, la déformation de la membrane augmente tandis que l'aiguille pénètre plus profondément dans l'épaisseur de celle-ci. À la position X, la pointe de l'aiguille perce la surface inférieure de l'échantillon. À la position T, la partie supérieure du biseau de l'aiguille pénètre dans le matériau et atteint la face inférieure de l'échantillon à la position M. Ceci correspond au point où le trou a atteint sa taille maximale. L'aiguille peut alors glisser facilement dans le trou ainsi formé, ce qui provoque un relâchement de la déformation de l'échantillon et une diminution de la force. Lorsque l'aiguille poursuit plus en avant sa course à travers la membrane, seules les forces de friction entre l'aiguille et les bords du trou de piqûre sont impliquées (position F).

La position I a été identifiée à partir d'observations microscopiques de la surface de l'échantillon. Par ailleurs, pour localiser la position X où la pointe de l'aiguille traverse la face inférieure de l'échantillon, une mince feuille d'aluminium a été positionnée sous l'échantillon afin de provoquer un contact électrique avec l'aiguille à la perforation, selon une technique suggérée par Hewett [12].

Il doit être mentionné que, selon l'essai, le maximum de la courbe force-déplacement correspond parfois à la force identifiée par l'étiquette X ou à celle identifiée par l'étiquette M. Par ailleurs, sauf dans le cas des aiguilles de plus gros diamètre, des matériaux testés les plus épais et des vitesses de déplacement de l'aiguille les plus lentes, seul un pic unique est généralement observé dans la courbe force-déplacement pour les caoutchoucs. Par conséquent, les résultats rapportés en termes de force maximale de perforation dans ce rapport correspondent à la valeur maximale de la courbe force-déplacement.

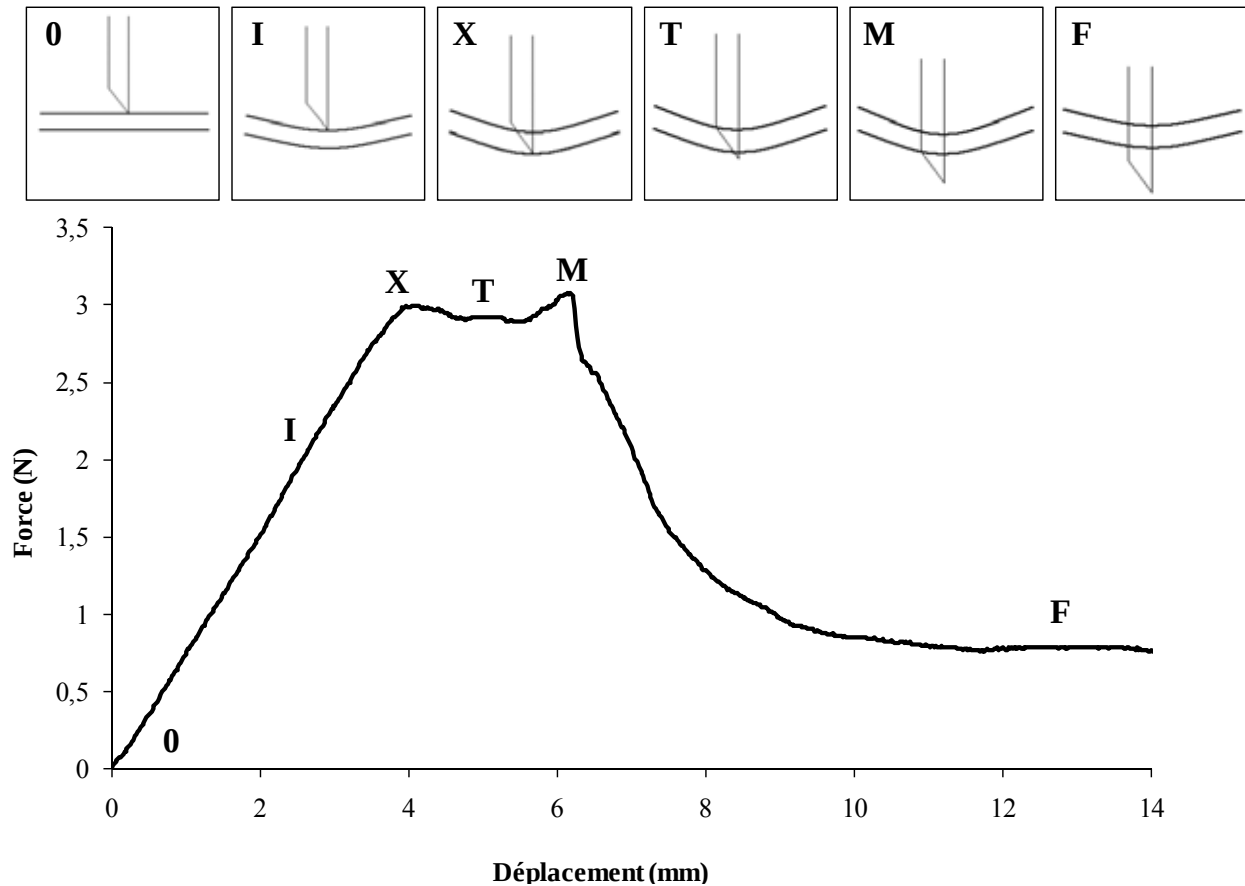


Figure 10 – Variation de la force en fonction du déplacement de l'aiguille (21G) pour du néoprène de 3,2 mm d'épaisseur avec une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min. Les étiquettes 0, I, X, T, M et F correspondent aux étapes de piqûre.

3.1.3 Paramètres gouvernant le mécanisme de piqûre par les aiguilles

Afin d'identifier les propriétés intrinsèques du matériau qui contrôlent le mécanisme de piqûre par les aiguilles médicales, une étude approfondie a été faite à partir du bilan énergétique entre le début de la pénétration de l'aiguille dans un échantillon de caoutchouc néoprène (Figure 10, position I) et le moment où la pointe de l'aiguille atteint la face inférieure de l'échantillon (Figure 10, position X). Cette analyse, dont le détail est fourni en Annexe B, inclut le développement d'une méthode de calcul de l'énergie de rupture par piqûre par les aiguilles médicales. Par ailleurs, l'observation au microscope de la surface de rupture créée par l'aiguille dans le caoutchouc montre la formation d'une fissure de forme elliptique dans le volume du matériau (Figure 11).

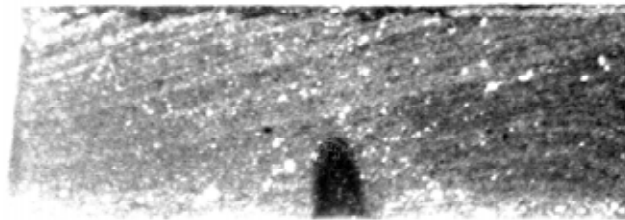


Figure 11 – Image par microscopie optique de la surface de rupture créée dans un échantillon de néoprène par une aiguille médicale (x20)

Les résultats décrits dans l'Annexe B indiquent que le mécanisme de piqûre par les aiguilles médicales dans les élastomères implique des phénomènes d'initiation et de propagation de fissure qui peuvent être caractérisés par la dissipation des énergies de rupture. Une contribution importante de la friction est également présente.

3.1.4 Calcul de l'énergie de rupture des caoutchoucs associée à la piqûre par les aiguilles

Il a été montré dans la section précédente que le mécanisme de piqûre par les aiguilles médicales pour le cas des caoutchoucs est contrôlé, entre autres, par les énergies dissipées lors de la création et la propagation de la fissure. Il inclut également une contribution importante de la friction entre l'aiguille et la surface de la fissure créée dans le matériau. Afin de pouvoir calculer la valeur de l'énergie de rupture associée à la piqûre, une technique a été utilisée pour éliminer l'effet de la friction sur le processus.

La technique utilisée pour limiter la contribution de la friction sur le processus de piqûre se base sur l'application d'une pré-extension au matériau, de manière similaire à ce qui a été employé par d'autres chercheurs pour déterminer l'énergie de rupture intrinsèque à la coupure [54,55,56,57]. En étendant les principes proposés par Lake et Yeoh [54,55] à ce cas de piqûre en présence d'une pré-extension, le taux de restitution d'énergie totale G (par unité de la surface de rupture) est donné par :

$$G = P + T \quad \text{Équation 1}$$

où P est l'énergie de perforation et T est l'énergie associée à l'application de la pré-extension. Selon ce qui a été obtenu par Lake et Yeoh dans le cas de la coupure, G dépend uniquement du matériau testé [54]. G devrait donc conserver une valeur constante dans la zone des faibles valeurs de T , c'est-à-dire qu'une augmentation de l'énergie d'extension correspond à une diminution de l'énergie de perforation. Aux plus hautes valeurs de T , un comportement plus complexe est attendu car la contribution de la déchirure devient importante.

Les énergies de rupture associées à la piqûre par les aiguilles médicales ont été calculées pour les caoutchoucs néoprène et le nitrile en utilisant la technique de la pré-extension et en extrapolant à une pré-extension nulle selon la méthode décrite dans l'Annexe C. Les résultats sont présentés

dans le Tableau 4, accompagnés des valeurs d'énergie de rupture pour la coupure et la déchirure obtenues pour le même néoprène [58] et le même nitrile [59].

Tableau 4 –Énergies de rupture associées à la piqûre par les aiguilles médicales de diamètre 23G, à la coupure et à la déchirure du néoprène et du nitrile

	Néoprène (1,6 mm)	Nitrile (0,8 mm)
Énergie de rupture pour la piqûre par les aiguilles médicales (kJ/m ²)	1,52	3,54
Énergie de rupture pour la coupure (kJ/m ²)	0,7	1,38
Énergie de rupture pour la déchirure (kJ/m ²)	6,2	9,6

Il apparaît que l'énergie de rupture des caoutchoucs lors de la piqûre par les aiguilles médicales est plus élevée que celle associée à la coupure et plus faible que celle correspondant à la déchirure. Ceci peut être expliqué sur la base du travail de Thomas sur la rupture du caoutchouc [60]. Il a observé que le taux de libération d'énergie pendant la rupture est fortement lié à la densité d'énergie de déformation en bout de fissure (là où la rupture se produit) et a proposé une relation de la forme suivante pour le taux de restitution d'énergie à la rupture G :

$$G = W_t d \quad \text{Équation 2}$$

où W_t est la densité d'énergie à la rupture et d est le diamètre effectif en bout de fissure.

La différence entre les valeurs d'énergie de rupture pour la piqûre par les aiguilles médicales, la coupure et la déchirure obtenues pour le néoprène et le nitrile (Tableau 4) pourrait s'expliquer par les différences de diamètres des extrémités des fissures dans ces trois cas; plus large dans le cas de la déchirure (entre 0,1 et 1 mm), intermédiaire dans les cas des aiguilles (0,35-0,80 mm) et plus faible dans le cas de la coupure (100 nm) [59].

3.2 Effet des caractéristiques de l'aiguille

Dans cette section, l'effet sur la force maximale de perforation des différentes caractéristiques des aiguilles médicales, entre autres la variabilité dans leur fabrication, leur usure lors d'un usage répété comme sonde de perforation, leur diamètre, l'angle de leur pointe et le nombre de facettes, a été évalué pour les différents matériaux modèles.

3.2.1 Effet de la variabilité dans la fabrication des aiguilles

Les mesures réalisées avec des sondes de perforation à tête conique présentent des valeurs plus élevées du coefficient de variation de la force de perforation par rapport aux sondes à extrémité

plate ou hémisphérique [61]. Cet effet a été associé à une variabilité plus importante dans leurs caractéristiques géométriques en raison d'une plus grande difficulté de fabrication. Les aiguilles médicales utilisées comme sondes pour la mesure de la résistance des gants à la piqure étant produites en grande série, des variations dimensionnelles existent probablement, ce qui peut éventuellement générer aussi une variabilité dans la force de perforation [12]. En conséquence, une étude a été réalisée afin de caractériser et d'identifier l'origine de la variabilité dans les mesures de force de perforation due à l'usage comme sondes de perforation d'aiguilles médicales disponibles commercialement.

À cet effet, des tests ont été réalisés avec une série de 15 aiguilles de calibre 21G (0,8 mm de diamètre) à trois facettes tirées d'une même boîte de 100 aiguilles et un échantillon découpé dans une plaque de néoprène de 0,4 mm d'épaisseur. Les mesures ont été effectuées à une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min, chaque aiguille étant utilisée une seule fois. Le Tableau 5 donne les résultats obtenus en termes de force de perforation maximale pour les 15 aiguilles testées. La force varie autour d'une valeur moyenne de 1,2 N avec un écart-type de 0,2 N et un coefficient de variation de 17 %. Il est à noter que des variations inférieures ou égales à 1 % sont observées au niveau de l'épaisseur de la plaque de néoprène.

Tableau 5 – Valeurs de force de perforation et dimensions des aiguilles 21G utilisées pour le test de variabilité due aux tolérances de fabrication des aiguilles, L : longueur totale du biseau, l : épaisseur de la paroi de l'aiguille à la pointe, et D et d, respectivement : distance entre les parois externes et internes de l'aiguille à la transition entre les facettes (CV : coefficient de variation)

Test	Force (N)	D (mm)	d (mm)	L (mm)	l (mm)
1	1,15	0,742	0,478	3,260	0,314
2	1,15	0,740	0,480	3,192	0,291
3	0,96	0,670	0,434	3,340	0,442
4	1,79	0,767	0,427	3,343	0,360
5	1,06	0,684	0,446	3,499	0,369
6	1,40	0,759	0,480	3,366	0,241
7	1,11	0,737	0,470	3,278	0,250
8	1,10	0,722	0,469	3,273	0,298
9	1,09	0,723	0,459	3,143	0,310
10	1,11	0,728	0,364	3,217	0,316
11	1,09	0,703	0,429	3,387	0,316
12	1,20	0,745	0,471	3,300	0,323
13	1,34	0,757	0,472	3,217	0,303
14	1,27	0,750	0,457	3,314	0,293
15	1,19	0,745	0,464	3,160	0,346
Moyenne	1,20	0,731	0,453	3,290	0,318
Écart-type	0,20	0,027	0,031	0,098	0,049
CV	17%	4%	7%	3%	15%

Afin d'identifier la cause de cette variabilité, les paramètres géométriques des 15 aiguilles utilisées ont été caractérisés par microscopie optique. Ainsi que l'illustre la Figure 12, quatre dimensions ont été mesurées : L correspond à la longueur totale du biseau, l à l'épaisseur de la paroi de l'aiguille à la pointe, et D et d respectivement à la distance entre les parois externes et internes de l'aiguille à la transition entre les facettes. Elles sont données dans le Tableau 5 pour chacune des 15 aiguilles. Une variabilité entre 3 et 15 % de ces dimensions caractéristiques peut être observée.

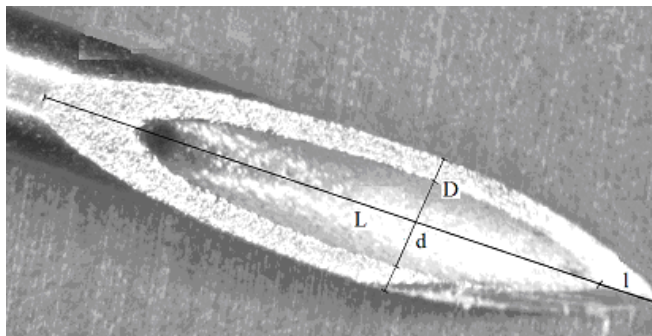


Figure 12 – Dimensions L , D , l , d des aiguilles médicales, L : longueur totale du biseau, l : épaisseur de la paroi de l'aiguille à la pointe, et D et d , respectivement : distance entre les parois externes et internes de l'aiguille à la transition entre les facettes

La force maximale de perforation mesurée pour chacun des 15 tests a été exprimée en fonction de chacune des dimensions caractéristiques de l'aiguille utilisée pour ce test. Le seul paramètre dimensionnel qui semble avoir un effet sur la force maximale de perforation correspond à la distance D entre les parois externes de l'aiguille à la transition entre les facettes (Figure 13).

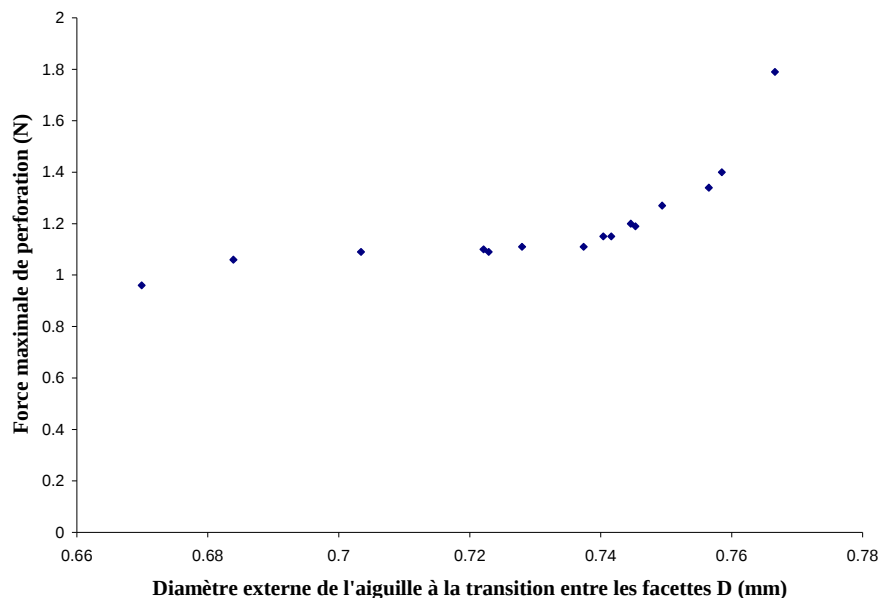


Figure 13 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre externe de l'aiguille à la transition entre les facettes pour 15 mesures réalisées sur du néoprène d'épaisseur 0,4 mm avec des aiguilles 21G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

3.2.2 Effet de l'usure de l'aiguille

Une étude préliminaire de l'effet de l'usure des aiguilles avait été réalisée dans le cadre du projet sur la résistance des gants aux agresseurs multiples [32]. Il avait été observé que, dans le cas d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et d'aiguilles médicales de calibre 23G (0,65 mm de diamètre) et 28G (0,35 mm de diamètre) à trois facettes, un certain niveau de dégradation de la pointe de l'aiguille se produisait, provoquant une augmentation de la force maximale de perforation. Cet effet avait été attribué à un émoussissement progressif du bord coupant de la pointe de l'aiguille. Cependant, la vitesse de dégradation, identique pour les deux diamètres d'aiguille, restait relativement faible, avec une variation de la force maximale de perforation de moins de 7 % après dix usages successifs de la même aiguille.

Cependant, dans le cas des matériaux plus durs que les élastomères purs, un niveau d'usure plus important du tranchant de l'aiguille peut se produire et affecter de manière non négligeable les résultats des mesures. Une étude a donc été réalisée avec des plaques de nitrile renforcé de tissu, des échantillons découpés dans des gants en tricot enduit avec du néoprène contenant des particules dures (gants Scorpio, section de la paume) ainsi qu'avec un empilement de trois couches de SuperFabric®. Pour chacun de ces matériaux, des mesures de la force maximale de perforation en réutilisant la même aiguille pour des tests successifs ont été effectuées avec des aiguilles à trois facettes de calibre 21G (0,8 mm de diamètre) et 27G (0,4 mm de diamètre).

Une augmentation rapide de la force maximale de perforation a été observée pour deux épaisseurs (1,6 et 4,2 mm) d'une plaque de nitrile renforcé par du tissu avec les deux diamètres d'aiguille (Figure 14). Cette augmentation est attribuable à l'usure de l'aiguille. Dans le cas de l'aiguille 27G (0,4 mm de diamètre), la plus fine, seuls deux essais successifs ont pu être réalisés pour les deux épaisseurs du nitrile renforcé par du tissu. En effet, lors du troisième test, l'aiguille flambait et ne pénétrait pas le matériau.

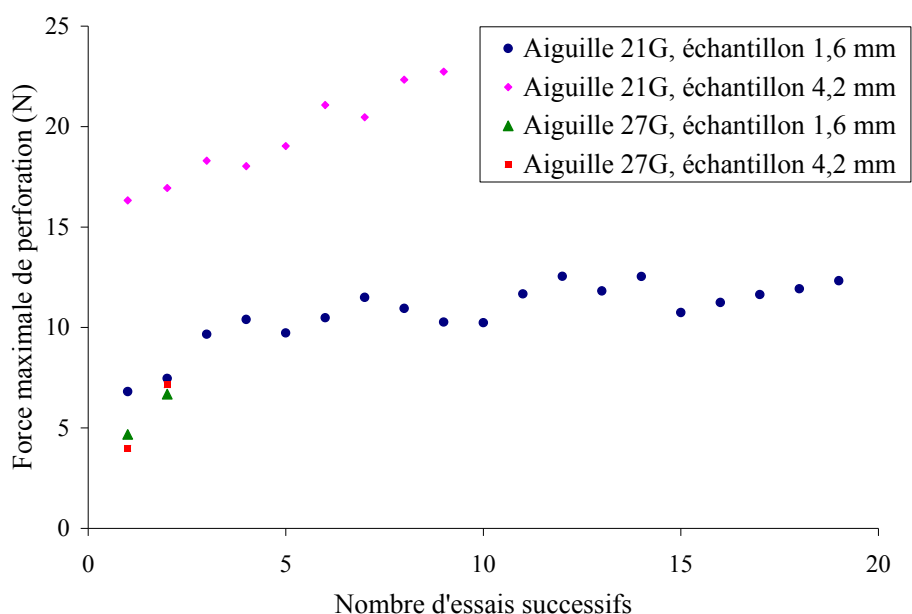


Figure 14 – Effet de l'usure de l'aiguille pour du nitrile renforcé par du tissu avec des aiguilles 21G et 27G se déplaçant à 13 mm/min

Avec le tricot enduit de néoprène contenant des particules dures, la force de perforation augmente également en fonction des réutilisations successives des aiguilles (Figure 15). La vitesse d'usure de la pointe coupante de l'aiguille est cependant beaucoup plus grande (environ dix fois) que ce qui a été rapporté dans le cas du néoprène pur [32]. Ainsi, les mesures réalisées sur des gants supportés, en particulier s'ils contiennent des particules de renfort, nécessitent un usage unique des aiguilles médicales comme sonde de perforation.

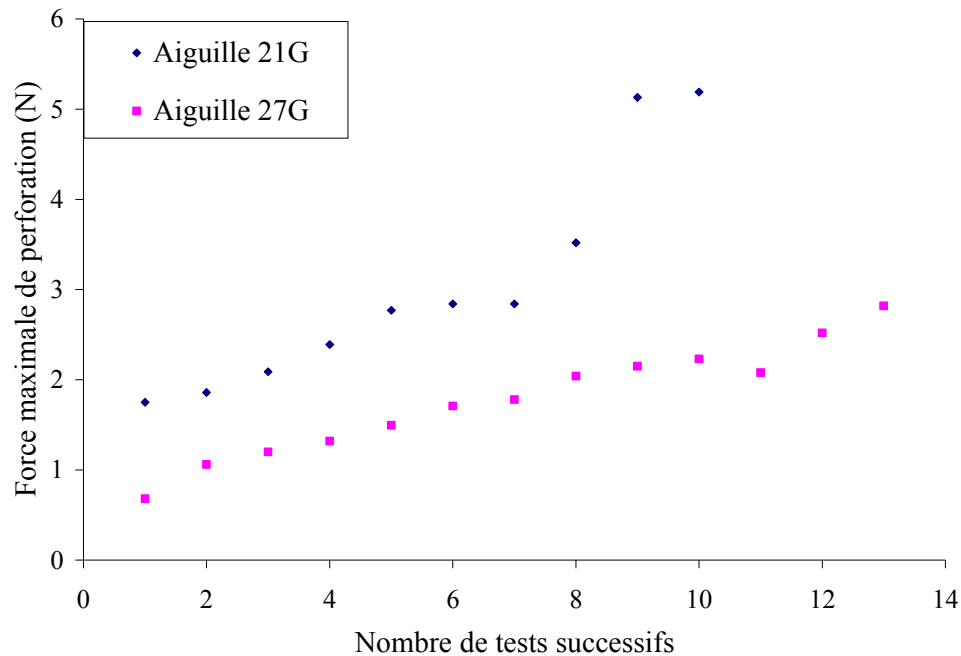


Figure 15 – Effet de l'usure de l'aiguille avec du tricot enduit de néoprène contenant des particules de renfort dures pour deux diamètres d'aiguille 21G et 27 G et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min

Finalement, l'analyse de l'effet de l'usure de l'aiguille a également été réalisée avec un empilement de trois couches de SuperFabric® avec une orientation à 90° de la couche du milieu par rapport aux deux couches externes, ce qui correspond aux indications du fabricant. Dans le cas de l'aiguille 21G (0,8 mm de diamètre), les résultats de la Figure 16 montrent une augmentation importante de la force maximale de perforation au fur et à mesure des usages successifs de l'aiguille. Lorsque l'aiguille 27G (0,4 mm de diamètre) est utilisée avec un empilement de trois couches de SuperFabric®, le même phénomène que celui observé avec le nitrile renforcé par du tissu se produit, c'est-à-dire que l'aiguille flambe et casse au bout de quelques essais. Un tel degré d'usure rapide de la pointe de l'aiguille peut être associé à la nature du matériau SuperFabric® et, en particulier, à la présence des petites plaques dures juxtaposées. La mesure de la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales de ce type de matériau requiert donc l'usage systématique d'aiguilles neuves comme sondes de perforation.

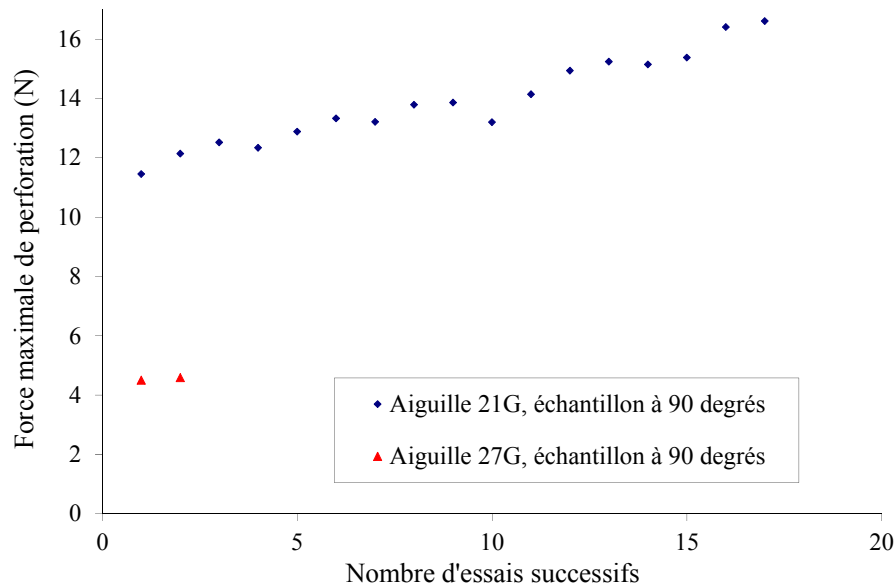


Figure 16 – Effet de l’usure de l’aiguille pour deux diamètres d’aiguille 21G et 27G avec un empilement de trois couches de SuperFabric® avec une configuration 0/90/0 pour l’orientation respective des trois couches (vitesse de déplacement des aiguilles de 13 mm/min)

3.2.3 Effet du diamètre de l’aiguille

La mesure de l’influence du diamètre de l’aiguille sur la force maximale de perforation a été réalisée avec des aiguilles à trois facettes de diamètres différents compris entre 0,32 et 0,80 mm (29G à 21G) et les différents types de matériaux modèles.

La Figure 17 présente les résultats obtenus pour une plaque de nitrile de 0,8 mm d’épaisseur et une plaque de néoprène de 1,6 mm d’épaisseur. Il est à noter que la vitesse de déplacement de la sonde est de 50 mm/min pour le néoprène et de 13 mm/min pour le nitrile. Une augmentation linéaire de la force de perforation avec le diamètre de l’aiguille est observée. Dans le cas du néoprène, la force de perforation est proportionnelle au diamètre de l’aiguille, de manière similaire à ce qui avait été obtenu dans le cas des sondes à bout arrondi et plat [43].

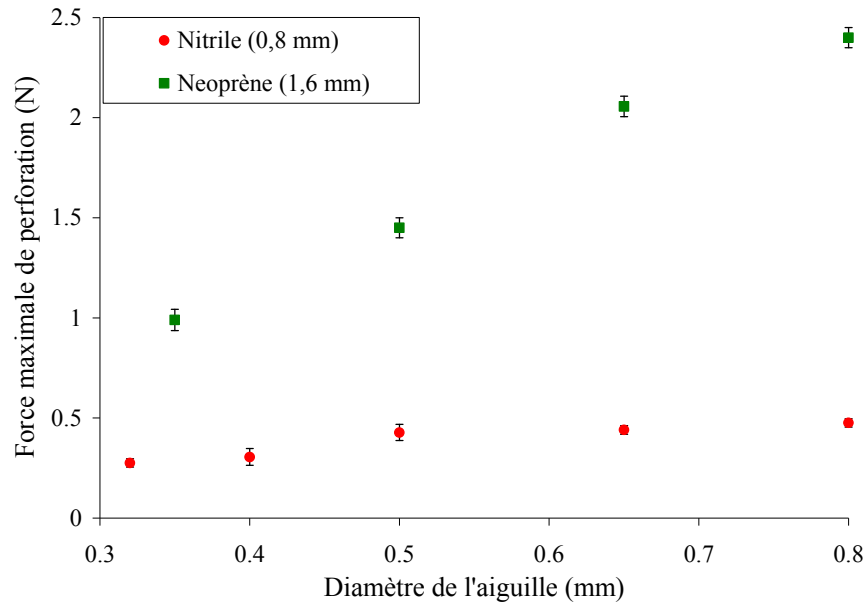


Figure 17 – Variation de la force maximale de pénétration en fonction du diamètre des aiguilles pour une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur et une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur (vitesse de déplacement des aiguilles de 50 mm/min pour le néoprène et de 13 mm/min pour le nitrile)

Pour le tricot enduit de néoprène (gants Scorpio, échantillons pris au niveau du poignet), une valeur beaucoup plus élevée de la force maximale de perforation et une plus grande variabilité dans les données ont été observées avec l'aiguille la plus grosse (21G, 0,8 mm de diamètre) (Figure 18). Ces forces plus élevées pourraient être causées par une interaction plus importante entre l'aiguille et les mailles du tricot, l'aiguille la plus grosse ne pouvant pas se glisser aussi facilement que les plus fines entre les mailles. Ces observations sont en accord avec les conclusions rapportées dans le cadre d'une étude sur la perforation dans laquelle les différences de valeurs de force mesurées avec les gants supportés pour deux diamètres différents d'une sonde à bout arrondi avaient été attribuées à l'interaction de la pointe avec les fils du support [42]. De manière générale, les barres d'erreur relativement élevées pour ce matériau sont attribuables à sa nature inhomogène inhérente associée à la présence du support tricoté : les valeurs de force maximale de perforation mesurées diffèrent selon la position relative du site de perforation par rapport aux mailles du tricot.

Dans le cas du matériau SuperFabric®, que ce soit dans la configuration tricouche ou pour les gants Hercules One, la force maximale de perforation augmente aussi en fonction du diamètre de l'aiguille (Figure 19). De plus, pour ces deux matériaux, les données ne sont pas disponibles dans le cas de l'aiguille la plus fine (29G, 0,32 mm de diamètre) puisque ces aiguilles cassaient avant de pouvoir traverser le matériau. Il faut également mentionner que la variabilité importante au niveau des résultats mesurés dans le cas du SuperFabric® peut être attribuée à la nature inhomogène inhérente à ce matériau. De fait, la valeur de force maximale mesurée dépend à la fois de la position du site de perforation par rapport aux petites plaques dures, mais aussi de la

position relative de ces plaques au niveau des différentes couches superposées tel que l'illustre le schéma à la Figure 1.

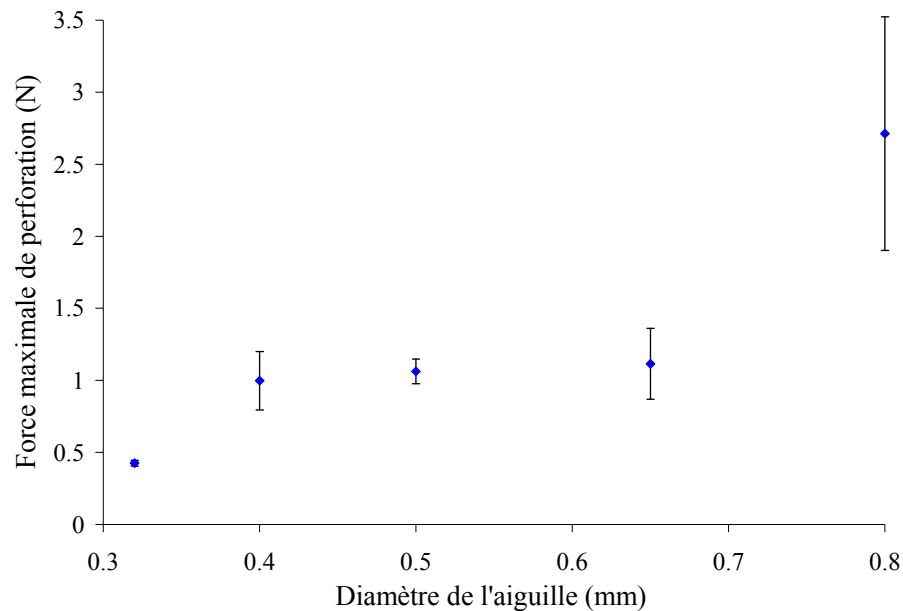


Figure 18 – Variation de la force maximale de pénétration en fonction du diamètre des aiguilles pour un tricot de coton enduit de néoprène (gants Scorpio, section du poignet) pour une vitesse de déplacement des aiguilles de 13 mm/min

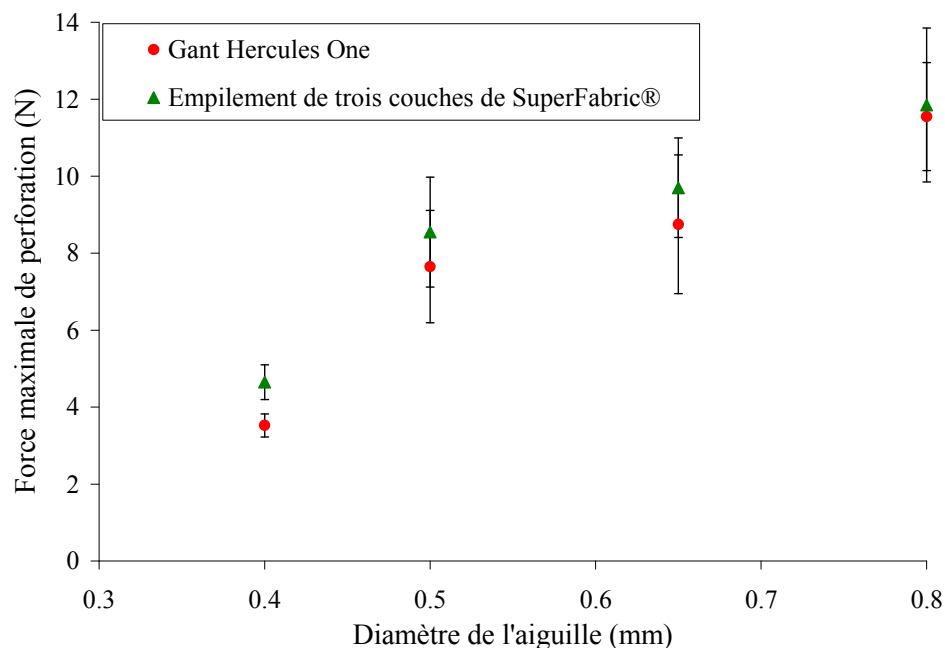


Figure 19 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre des aiguilles pour la configuration tricouche de SuperFabric® (couche centrale pivotée de 90°) et pour des échantillons pris dans les gants Hercules One (vitesse de déplacement de 13 mm/min)

Finalement, deux types d'échantillons du matériau TurtleSkin®, le S 002-b (tissu enduit mince) et le D 006-b (tissu épais), ont également été testés. Dans les deux cas, une augmentation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre de l'aiguille est observée. Les barres d'erreur relativement importantes sont liées comme précédemment à la nature inhomogène du tissu (Figure 20).

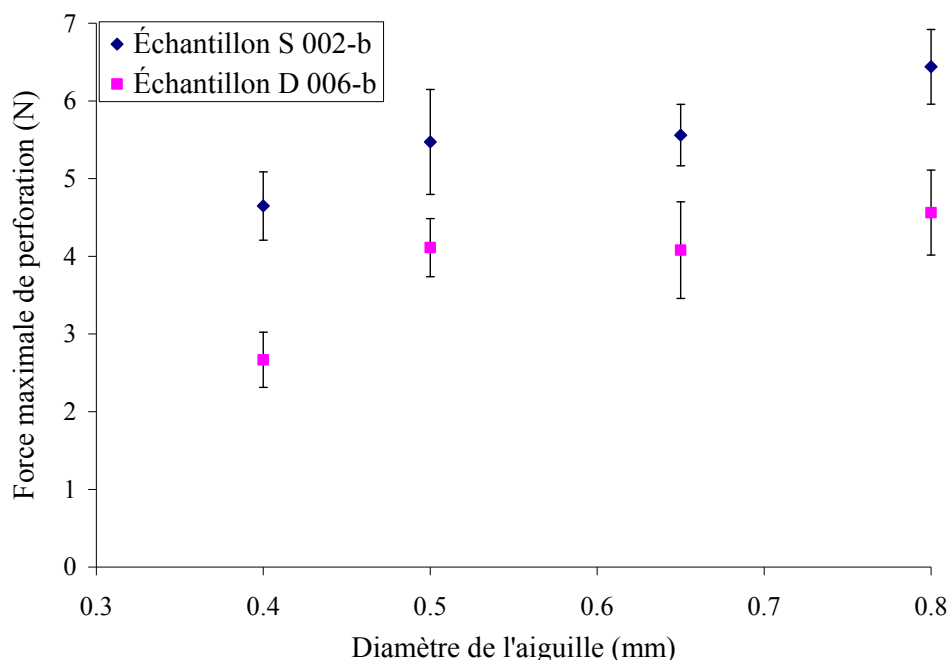


Figure 20 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre des aiguilles pour le TurtleSkin® (échantillons S 002-b et D 006b), avec une vitesse de déplacement des aiguilles de 26 mm/min

3.2.4 Effet de l'angle de la pointe de l'aiguille

En ce qui concerne les élastomères, il a été montré que le mécanisme de piqûre par les aiguilles médicales implique des aspects de coupe dus au bord coupant présent à la pointe des aiguilles. Il est donc important d'évaluer l'influence de l'angle de la pointe de l'aiguille sur la force de perforation. Dans ce but, des mesures ont été réalisées avec deux modèles d'aiguilles à une facette de calibre 25G (0,5 mm de diamètre) qui possèdent des valeurs d'angle de pointe différentes.

Les tests sur l'effet de la pointe de l'aiguille sur la force maximale de perforation ont été réalisés avec quatre matériaux modèles, la plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur, la plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, le tricot de coton enduit de néoprène (échantillons pris au niveau du poignet) et l'empilement de trois couches de SuperFabric® (Tableau 6).

Tableau 6 – Effet de l'angle de la pointe de l'aiguille sur la force maximale de perforation pour quatre des matériaux modèles, avec des aiguilles de 25G à une facette se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (écart-type entre parenthèses) et analyse statistique ANOVA avec intervalle de confiance de 95%

Matériaux	Force maximale de perforation (N)		ANOVA		
	Angle de 20°	Angle de 30°	<i>F</i>	Résultat	NCC
Néoprène (1,6 mm)	0,91 (0,03)	0,95 (0,06)	1,1	NS	
Nitrile (0,8 mm)	0,48 (0,02)	0,54 (0,03)	10,3	S	98 %
Tricot de coton enduit de néoprène (poignet)	1,8 (0,3)	2,0 (0,2)	1,9	NS	
Tricouche de SuperFabric®	7,0 (1,4)	6,4 (1,4)	0,4	NS	

F : rapport des variances inter- et intra-groupe

Résultat : S pour significatif, NS pour non significatif

NCC : niveau de confiance calculé

Une analyse de variance à un facteur (ANOVA) a été réalisée sur ces résultats en utilisant la distribution *F* de Fisher pour la détermination de la valeur critique $F_{\text{crit}} = 6,0$ correspondant au niveau de confiance désiré de 95 % ($\alpha = 0,05$). L'homogénéité de la variance des données a été vérifiée ainsi que la normalité et l'indépendance des résidus. Des différences statistiquement significatives dans les valeurs de force maximale de perforation dues à l'effet de l'angle de la pointe de l'aiguille ont été obtenues avec un niveau de confiance de 95 % dans le cas du nitrile (Tableau 6) : la force maximale de perforation est légèrement plus élevée pour l'angle de la pointe le plus grand. De plus, même si les différences au niveau de la force maximale de perforation n'étaient pas significatives, la même tendance peut être observée pour la plaque de néoprène et pour les gants en tricot enduit de néoprène. Cet effet pourrait être attribué au fait qu'un angle de pointe plus faible correspond à un plus grand tranchant de l'arête coupante, se traduisant par une augmentation dans la capacité de coupure de la pointe de l'aiguille.

3.2.5 Effet du nombre de facettes

L'effet du nombre de facettes sur la valeur de la force maximale de perforation a été étudié avec ces mêmes quatre matériaux modèles soit la plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur, la plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, le tricot de coton enduit de néoprène (échantillons pris au niveau du poignet) et l'empilement de trois couches de SuperFabric® (Tableau 7). Il est à noter qu'une petite différence de 2° au niveau de l'angle de la pointe existe entre les aiguilles à une facette et à trois facettes utilisées pour ces tests. Cependant, à la lumière des résultats obtenus à la section précédente sur l'effet de la valeur de l'angle de la pointe, cette différence peut être considérée comme négligeable.

Tableau 7 – Effet du nombre de facettes de l’aiguille sur la force maximale de perforation pour quatre des matériaux modèles, avec des aiguilles de 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (écart-type entre parenthèses) et analyse statistique ANOVA avec intervalle de confiance de 95%

Matériaux	Force maximale de perforation (N)		ANOVA		
	Aiguille à une facette (angle de 20°)	Aiguille à trois facettes (angle de 18°)	<i>F</i>	Résultat	NCC
Néoprène (1,6 mm)	0,91 (0,03)	1,13 (0,06)	35,7	S	99,9 %
Nitrile (0,8 mm)	0,48 (0,02)	0,46 (0,04)	0,4	NS	
Tricot de coton enduit de néoprène (poignet)	1,8 (0,3)	1,0 (0,2)	20,7	S	99,6 %
Tricouche de SuperFabric®	7,0 (1,4)	7,1 (1,2)	0,01	NS	

F : rapport des variances inter- et intra-groupe

Résultat : S pour significatif, NS pour non significatif

NCC : niveau de confiance calculé

La même analyse ANOVA que dans la section précédente a été réalisée. L’homogénéité de la variance des données a été vérifiée, ainsi que la normalité et l’indépendance des résidus. Des différences statistiquement significatives dans les valeurs de force maximale de perforation dues à l’effet du nombre de facettes de l’aiguille ont été obtenues avec un niveau de confiance de 95 % dans le cas du néoprène et des gants en tricot de coton enduit de néoprène (Tableau 8). Cependant, ces deux matériaux montrent des comportements opposés. Dans le cas de la plaque de néoprène, la force maximale de perforation est plus élevée pour les aiguilles à trois facettes que pour les aiguilles à une facette. Par contre, pour les gants en tricot de coton enduit de néoprène, la force maximale de perforation est plus faible avec les aiguilles à trois facettes.

Des mesures supplémentaires seraient nécessaires pour expliquer les résultats obtenus. Le néoprène et le nitrile sont deux caoutchoucs homogènes qui se comportent généralement de manière relativement similaire. Il est possible que l’effet ait été plus significatif pour le néoprène à cause de l’épaisseur plus grande des échantillons (1,6 mm), comparativement aux échantillons de nitrile (0,8 mm). Dans le cas du tricot de coton enduit de néoprène, la réduction de la force maximale de perforation pourrait être attribuée à la présence du support tricoté serré. Ce support tricoté a d’ailleurs montré une certaine influence sur le processus de piqure par les aiguilles lors de l’étude de l’effet du diamètre des aiguilles sur la force maximale de perforation (voir Figure 18).

3.3 Effet de l'échantillon

Cette section analyse l'influence du type de matériau, de la taille de l'ouverture du porte-échantillon, de l'épaisseur de la membrane et de la dureté du matériau.

3.3.1 Effet du type de matériau

Afin de permettre une comparaison quantitative des performances des différents matériaux en termes de résistance à la piqûre par les aiguilles, les valeurs de force maximale de perforation mesurées dans des conditions identiques, c'est-à-dire avec une aiguille de calibre 25G (0,5 mm de diamètre) à trois facettes et avec une vitesse de déplacement de l'aiguille de 13 mm/min, ont été combinées dans le graphique de la Figure 21. Deux groupes de matériaux peuvent être identifiés. D'une part, les élastomères et les élastomères supportés offrent une résistance très limitée à la piqûre par les aiguilles médicales. D'autre part, les deux types de matériaux spécialement développés pour de meilleures performances contre les agresseurs mécaniques, soit le SuperFabric® et le TurtleSkin®, présentent des valeurs plus élevées de résistance à la piqûre contre les aiguilles médicales.

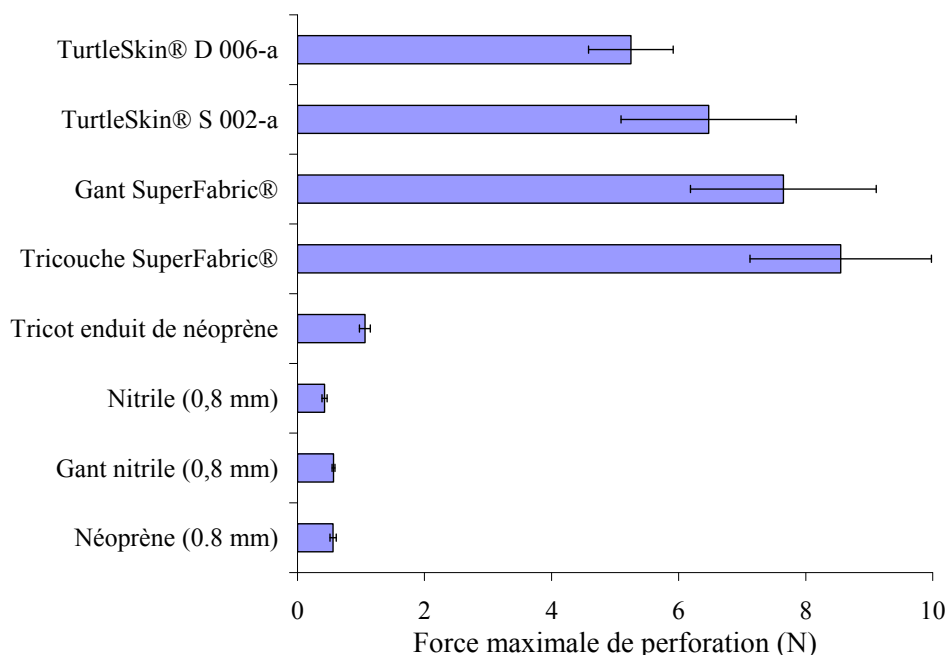


Figure 21 – Comparaison des valeurs de force maximale de perforation mesurées pour différents matériaux modèles avec une aiguille de calibre 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

Au niveau microscopique, des différences peuvent également être observées quant au comportement de ces différents matériaux face à la piqûre par les aiguilles médicales. En ce qui concerne les élastomères, le site de perforation consiste en une coupure nette dont la dimension est du même ordre de grandeur que le diamètre de l'aiguille utilisée (Figure 11 à la page 23). Dans le cas d'un tricot enduit, une interaction directe peut se produire entre la pointe de l'aiguille

et le support textile selon la position relative du site de perforation et de la maille (Figure 22). Au niveau des courbes force-déplacement, ceci se traduit éventuellement par la présence de plusieurs maxima ou d'un maximum plus large.

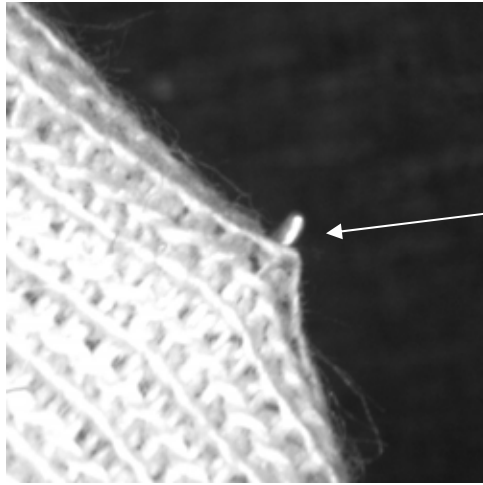


Figure 22 – Image par microscopie optique de l'interaction entre la pointe de l'aiguille et un fil de maille lors de la perforation d'un échantillon de tricot enduit de néoprène

En ce qui concerne le SuperFabric®, la nature très différente du matériau, composé de petites plaques dures juxtaposées sur un support textile, induit un autre mécanisme. En effet, lorsqu'elle rencontre une plaque dure, l'aiguille ne provoque pas de coupure mais plutôt une rupture fragile de la plaque (Figure 23). Au niveau des courbes force-déplacement, ceci se traduit également par la présence de plusieurs maxima ou d'un maximum plus large (Figure 24). Finalement, dans le cas du TurtleSkin®, une interaction entre l'aiguille et les fils du support tissé peut également se produire (Figure 25).

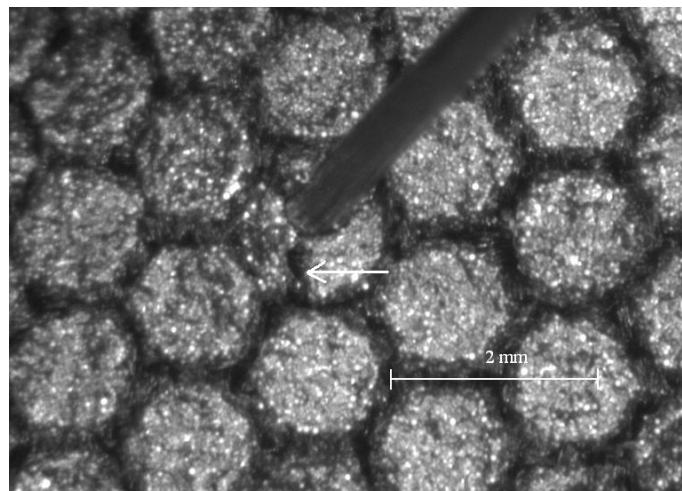


Figure 23 – Image par microscopie optique du site de perforation d'un échantillon de SuperFabric® montrant la rupture fragile créée dans la plaque dure par l'aiguille médicale

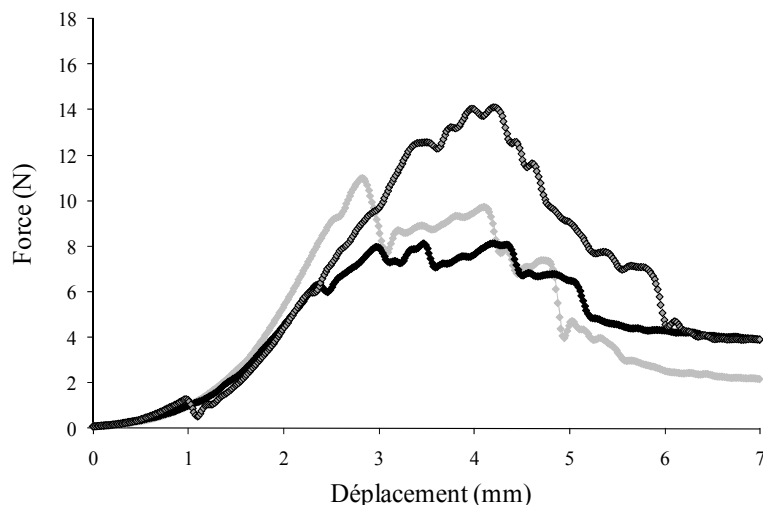


Figure 24 – Trois exemples de la variation de la force en fonction du déplacement de l’aiguille (25G) pour un échantillon de trois couches de SuperFabric®



Figure 25 – Image par microscopie optique de l’interaction entre la pointe de l’aiguille et un fil de support tissé lors de la perforation d’un échantillon de TurtleSkin® D 006-a (renfort tissé avec enduit polymère)

3.3.2 Effet de la taille de l'ouverture du porte-échantillon

Pour étudier l’influence de la taille de l’ouverture du porte-échantillon sur la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales, deux diamètres d’ouverture ont été utilisés, soit 13,5 et 38,0 mm. Des mesures de la force maximale de perforation et du déplacement de l’aiguille à la force maximale ont été réalisées avec deux épaisseurs de néoprène, du nitrile, du nitrile renforcé de tissu et une couche de SuperFabric® (Tableau 8).

Tableau 8 – Valeurs de force maximale (F) de perforation et du déplacement (d) pour des aiguilles 25G avec deux diamètres d'ouverture D_h du porte-échantillon (13,5 et 38,0 mm) avec différents matériaux, pour une vitesse de déplacement de l'aiguille de 13 mm/min (écart-type entre parenthèses)

	$D_h = 13,5 \text{ mm}$		$D_h = 38,0 \text{ mm}$	
	F (N)	d (mm)	F (N)	d (mm)
Néoprène (0,8 mm)	0,56 (0,05)	3,1 (0,2)	0,57 (0,05)	5,3 (0,4)
Néoprène (1,6 mm)	1,20 (0,10)	3,2 (0,1)	1,20 (0,10)	5,3 (0,6)
Nitrile (0,8 mm)	0,47 (0,04)	3,2 (0,2)	0,50 (0,04)	5,1 (0,2)
Nitrile renforcé de tissu (1,6 mm)	5,30 (0,60)	2,8 (0,3)	5,00 (0,70)	3,8 (0,3)
SuperFabric® (une couche)	2,80 (1,10)	3,2 (0,6)	2,20 (0,70)	4,4 (0,4)

Ces résultats montrent un taux de déformation plus important avec l'ouverture plus grande du porte-échantillon dans le cas des élastomères, ce qui était prévisible. Malgré qu'une différence dans les taux de déformation soit observée entre les deux ouvertures du porte-échantillon, importante pour les élastomères et faible pour les matériaux renforcés et le SuperFabric®, aucune variation significative des valeurs de la force maximale de perforation n'est observée. Ces résultats concordent avec ce qui avait été rapporté dans le cas des sondes à bout arrondi [42].

3.3.3 Effet de l'épaisseur de l'échantillon

L'influence de l'épaisseur du matériau sur la force maximale de perforation a été étudiée avec deux types d'élastomères, le néoprène et le nitrile, ainsi qu'avec le SuperFabric®, qui peut être employé sous forme de structure multicouche dans les gants de protection. Dans le cas du néoprène et du nitrile, des plaques de matériau de quatre épaisseurs différentes ont été utilisées. Pour ces deux élastomères, une augmentation non linéaire de la force maximale de perforation en fonction de l'épaisseur de l'échantillon a pu être observée (Figure 26).

Or, selon la mécanique de la rupture et en développant l'Équation 6 (annexe B, page 86), l'énergie de déformation totale du système W peut être exprimée par la relation suivante [33]:

$$W = G_s \cdot A + W_r \quad \text{Équation 3}$$

où G_s représente l'énergie nécessaire pour la création d'une nouvelle surface de rupture, A est la surface de rupture et W_r est l'énergie de déformation résiduelle après la perforation. Dans le cas de la piqûre par les aiguilles, la surface de rupture créée dans le matériau possède une forme elliptique (Figure 11). La relation observée entre la force maximale de perforation et l'épaisseur de l'échantillon pour les deux élastomères testés peut donc être attribuée à la forme de la surface de rupture. Par comparaison, une variation linéaire de la force maximale de perforation en

fonction de l'épaisseur de l'échantillon avait été rapportée pour le néoprène dans le cas des sondes cylindriques [42].

La Figure 27 présente la variation de la force maximale de perforation mesurée en fonction du nombre de couches de SuperFabric®. Une augmentation régulière est également observée.

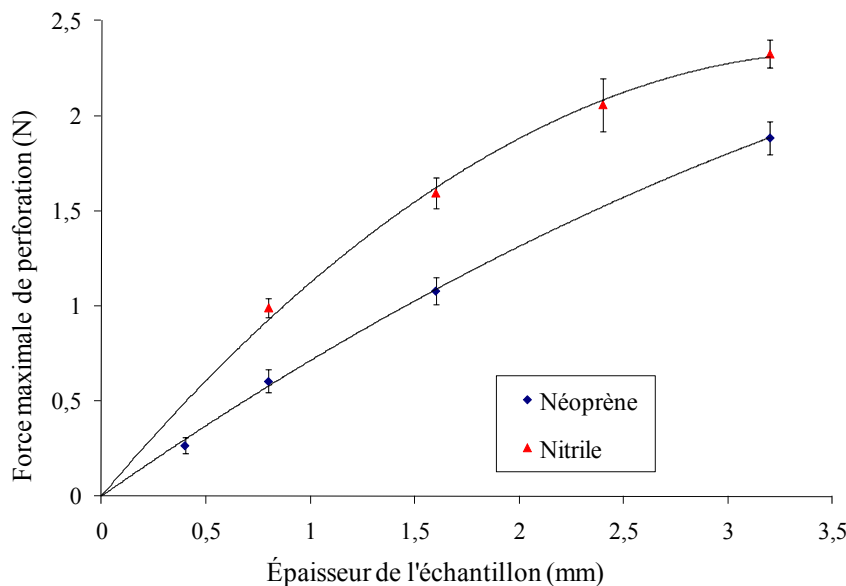


Figure 26 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de l'épaisseur de l'échantillon pour du néoprène (50 Shore A) et du nitrile (70 Shore A) avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

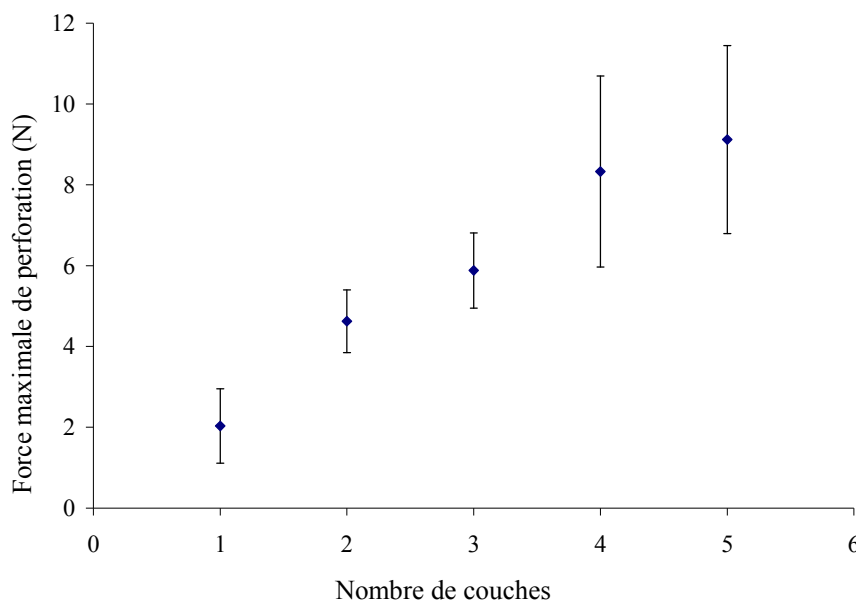


Figure 27 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du nombre de couches de SuperFabric®, mesurée avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

3.3.4 Effet de la dureté du matériau

Dans le cas du néoprène et du nitrile, des tests ont été réalisés pour évaluer l'effet de la dureté de l'échantillon sur la force maximale de perforation. Les valeurs de dureté ont été mesurées à l'aide d'un duromètre Shore Instron IRHD sur l'échelle A selon la norme ASTM D 2240-05 relative à la mesure de la dureté pour les caoutchoucs [62].

La Figure 28 illustre la variation de la force maximale de perforation en fonction de la dureté du matériau pour une plaque de 1,6 mm d'épaisseur de néoprène et de 0,8 mm d'épaisseur de nitrile, des aiguilles 25G (0,5 mm de diamètre) à trois facettes et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min. Une augmentation de la force maximale de perforation en fonction de la dureté est observée. Étant donné que le phénomène de piqûre par les aiguilles a été associé à la coupure, un parallèle pourrait être réalisé avec la relation de proportionnalité observée entre la résistance à la coupure des caoutchoucs et leur dureté [59].

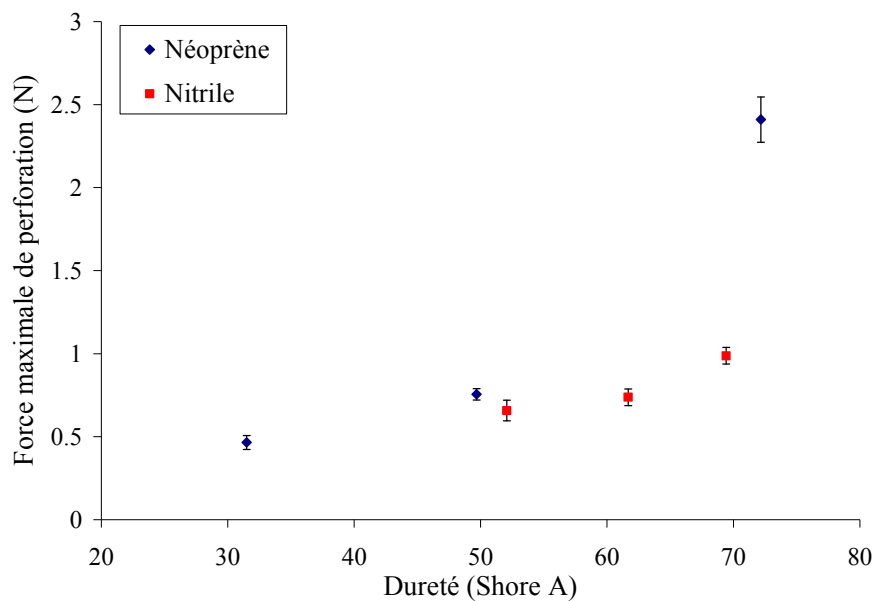


Figure 28 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la dureté du matériau pour une plaque de 1,6 mm d'épaisseur de néoprène et de 0,8 mm d'épaisseur de nitrile avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

3.4 Effet des conditions expérimentales

Cette section analyse l'influence des conditions du test sur la résistance à la piqûre par les aiguilles pour les représentants des grandes catégories de matériaux utilisés dans la manufacture de gants de protection : néoprène et nitrile en plaque pour les gants non supportés; tricot de coton enduit et non de néoprène et plaque de nitrile renforcée de tissu pour les gants supportés; et matériaux SuperFabric® et TurtleSkin® comme structures spéciales pour les gants cousus. Les propriétés étudiées concernent l'effet de la vitesse de déplacement de la sonde, de l'angle

d'attaque de l'aiguille par rapport à l'échantillon, de la température, de l'humidité et de la présence d'un lubrifiant.

3.4.1 Effet de la vitesse de déplacement de la sonde

L'effet de la vitesse de déplacement de la sonde sur la force maximale de perforation a été étudié pour différents matériaux entre 0,2 et 500 mm/min. Pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et des aiguilles 21G, 25G et 28G (respectivement 0,8, 0,5 et 0,35 mm de diamètre) à trois facettes (Figure 29), il est possible d'observer que la force maximale de perforation augmente avec la vitesse de déplacement de l'aiguille entre 0,2 et 100 mm/min, puis tend vers un plateau au-delà de 100 mm/min.

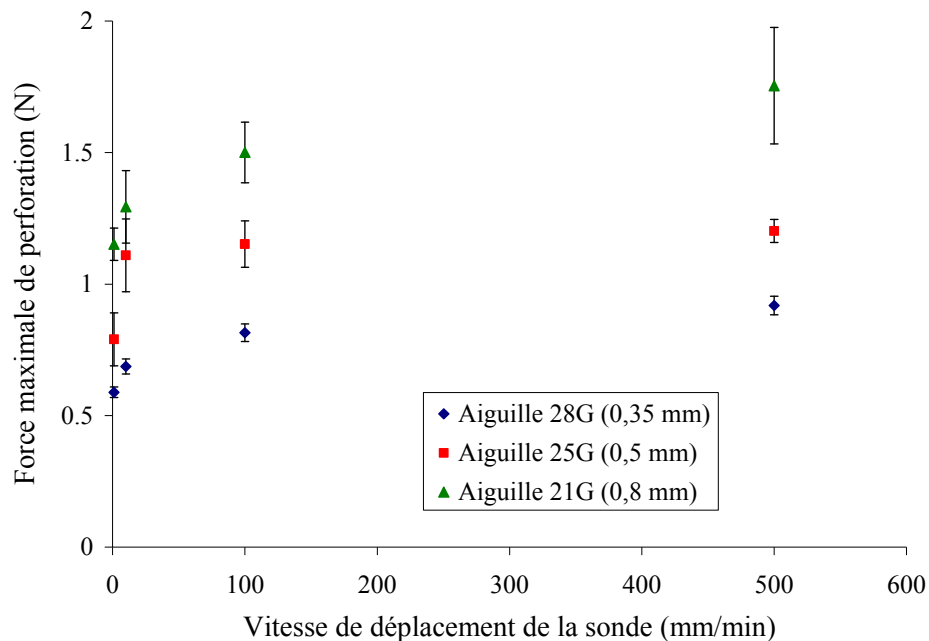


Figure 29 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et des aiguilles 21G, 25 G et 28G

Du point de vue du développement d'une méthode de mesure à des fins de normalisation, ce résultat indique que de petites variations au niveau de la vitesse de déplacement de la sonde autour de 500 mm/min ont des conséquences négligeables sur la force maximale de perforation.

Les résultats obtenus avec une aiguille de calibre 25G (0,5 mm de diamètre) à trois facettes pour une plaque de néoprène, pour un tricot de coton enduit de néoprène et pour un empilement de trois couches de SuperFabric® et deux types d'échantillons de TurtleSkin® sont présentés en coordonnées semi-logarithmiques, respectivement dans la Figure 30, la Figure 31 et la Figure 32.

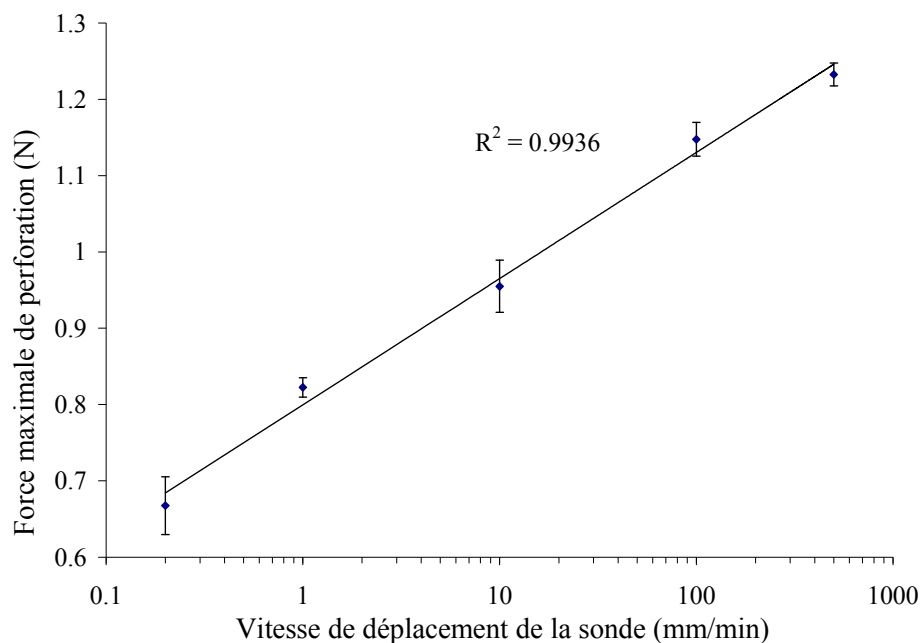


Figure 30 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde sur une échelle semi-logarithmique pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et des aiguilles 25 G

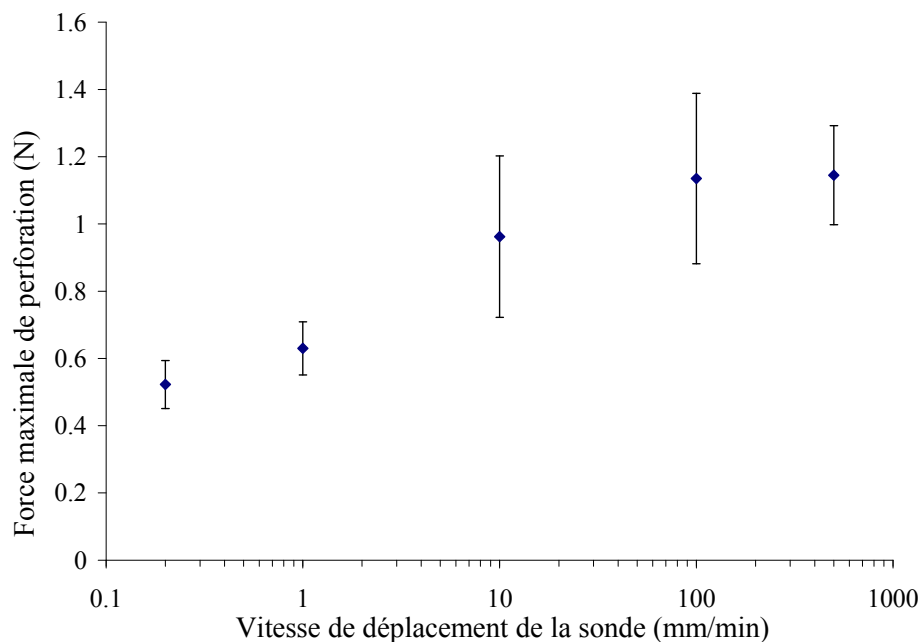


Figure 31 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde sur une échelle semi-logarithmique pour un tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) et des aiguilles 25 G

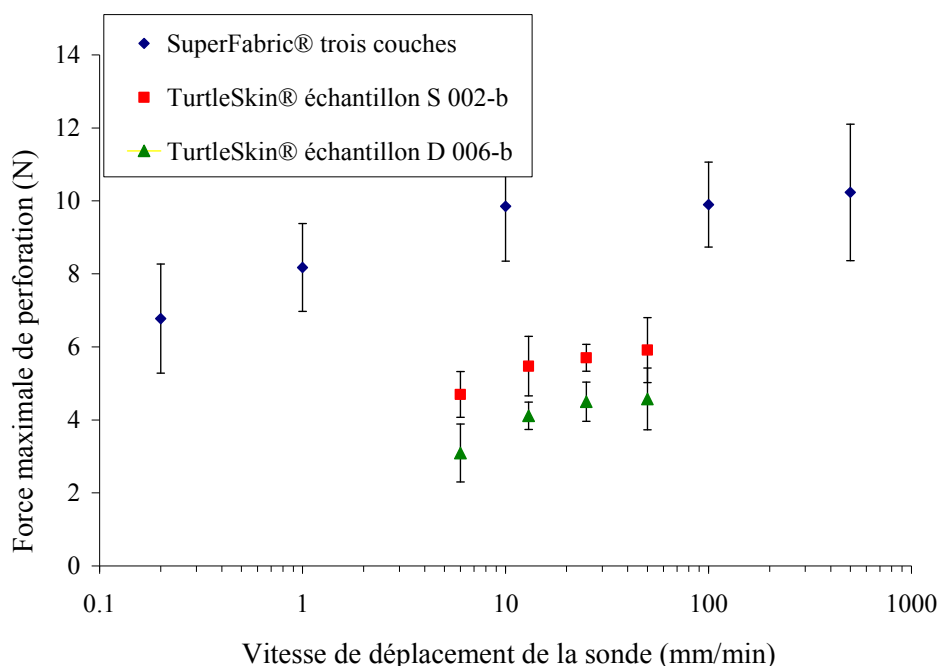


Figure 32 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de l'aiguille sur une échelle semi-logarithmique pour un empilement de trois couches de SuperFabric® et pour deux types d'échantillons de TurtleSkin® (S 002-b et D 006-b) avec des aiguilles 25 G

Pour tous les matériaux, une augmentation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde peut être observée. De plus, la force maximale de perforation, pour les matériaux caractérisés dans cette étude, augmente d'un facteur 2 environ entre 0,2 et 500 mm/min (il est à noter que, dans le cas des échantillons de TurtleSkin®, la plage des vitesses s'étend entre 6 et 50 mm/min, ce qui est trop limité pour pouvoir vérifier que le même taux de variation s'applique).

Dans le cas du néoprène, une variation linéaire de la force maximale de perforation en fonction du logarithme de la vitesse de déplacement de la sonde est observée (Figure 30). Ce comportement est similaire à ce qui avait été rapporté dans le cas des sondes à extrémité hémisphérique et plate [42]. Cette variation monotone indique que le mécanisme associé à la piqure par les aiguilles pour le néoprène est identique sur la gamme de vitesses de déplacement de la sonde considérées, c'est-à-dire entre 0,2 et 500 mm/min.

Dans le cas des autres types de matériaux mesurés, c'est-à-dire le tricot de coton enduit de néoprène (Figure 31), le SuperFabric® et le TurtleSkin® (Figure 32), les grandes barres d'erreur associées à leur nature intrinsèquement inhomogène empêchent de déterminer de manière précise la forme de la relation entre la force maximale de perforation et la vitesse de déplacement de l'aiguille. Cependant, l'augmentation de la force semble globalement monotone. Ceci pourrait indiquer que, de la même façon que pour le néoprène, un unique mécanisme pour la piqure par les aiguilles s'applique pour ces matériaux dans la gamme de vitesses de déplacement de la sonde considérées.

Il faut cependant noter que les valeurs de vitesse de déplacement de la sonde utilisées dans ces tests sont de plusieurs ordres de grandeur inférieures aux vitesses de saisie rapide par une main adulte (250 m/min) [63] et encore plus aux vitesses de poignardage (jusqu'à 600 m/min) [64]. Il pourrait être possible que le mécanisme de piqûre par les aiguilles mis en évidence avec ces vitesses modérées de déplacement de la sonde (voir section 3.1) ne soit plus le même dans le cas de vitesses de déplacement des aiguilles de type impact. Par ailleurs, des essais réalisés par la compagnie DuPont [65] ont montré que la résistance à la coupure des matériaux obtenue à des vitesses de lame très élevées est similaire à celle obtenue à des vitesses modérées. Étant donné que le phénomène de piqûre par les aiguilles peut être associé dans une très large mesure à un processus de coupure, il se pourrait que la résistance des matériaux à la piqûre par les aiguilles dans des conditions de vitesse d'impact ne soit pas très différente de ce qui est mesuré à une vitesse modérée.

3.4.2 Effet de l'angle d'attaque

Dans les cas réels de piqûre par les aiguilles médicales, d'autres orientations que l'incidence normale (à un angle de 90°) entre l'aiguille et la surface du gant au site de perforation peuvent se produire (Figure 33). L'influence de l'angle de pénétration de l'aiguille dans le matériau, ou angle d'attaque, sur la valeur de la force maximale de perforation a donc été analysée. À cette fin, la base du porte-échantillon a été inclinée par rapport à l'axe de l'aiguille permettant d'effectuer des tests de piqûre à différents angles d'attaque. Ces essais ont été réalisés avec du néoprène, du tricot de coton avec et sans enduit de néoprène et des échantillons de SuperFabric® et de TurtleSkin®. Il est à noter qu'aucune attention particulière n'était portée à l'orientation relative entre le plan du biseau de l'aiguille et celui du matériau testé.

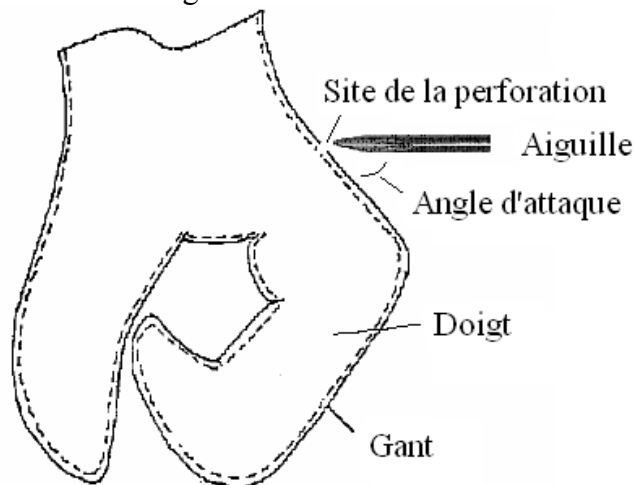


Figure 33 – Illustration de la configuration de l'aiguille par rapport à la surface du gant de protection lors d'une situation de piqûre

La Figure 34 illustre la variation de la force maximale de perforation en fonction de l'angle d'attaque de l'aiguille mesurée pour deux épaisseurs de néoprène (0,8 et 1,6 mm), des aiguilles

21G (0,8 mm de diamètre) à trois facettes et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min. Il est possible d'observer que la force maximale de perforation augmente quand l'angle d'attaque est réduit par rapport à l'incidence normale de 90°.

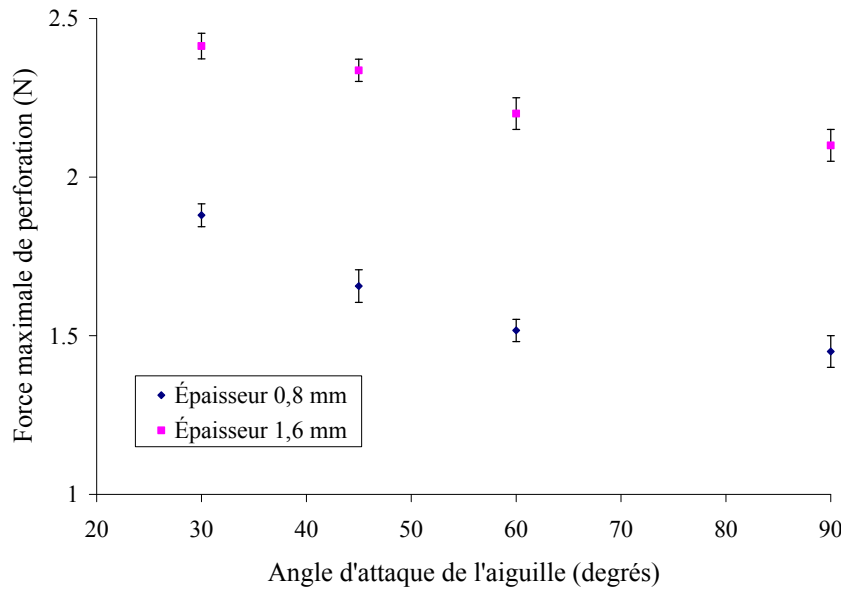


Figure 34 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de l'angle d'attaque de l'aiguille pour deux épaisseurs de néoprène (0,8 et 1,6 mm), des aiguilles 21G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

Lorsque l'angle d'attaque est différent de 90°, la distance parcourue par l'aiguille pour traverser le matériau augmente (Figure 35). Cette distance effectivement traversée, h' , peut être exprimée en fonction de l'épaisseur h de l'échantillon et de l'angle d'attaque α de l'aiguille par rapport au plan de l'échantillon à l'aide de la relation suivante :

$$h' = \frac{h}{\sin \alpha} \quad \text{Équation 4}$$

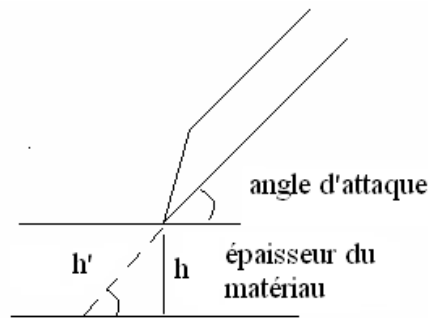


Figure 35 – Représentation schématique de la perforation du matériau par une aiguille pour un angle de perforation autre que 90°

Les résultats de la Figure 34 ont été analysés en termes de distance effective h' traversée par l'aiguille (Figure 36). Lorsqu'elles sont exprimées en fonction de h' , les valeurs de force

maximale de perforation pour le néoprène semblent se superposer en une courbe maîtresse. Ces résultats indiquent que, dans le cas du néoprène, la force maximale de perforation mesurée ne dépend de l'angle d'attaque de l'aiguille que par le biais de son effet sur l'épaisseur du matériau effectivement traversée par l'aiguille.

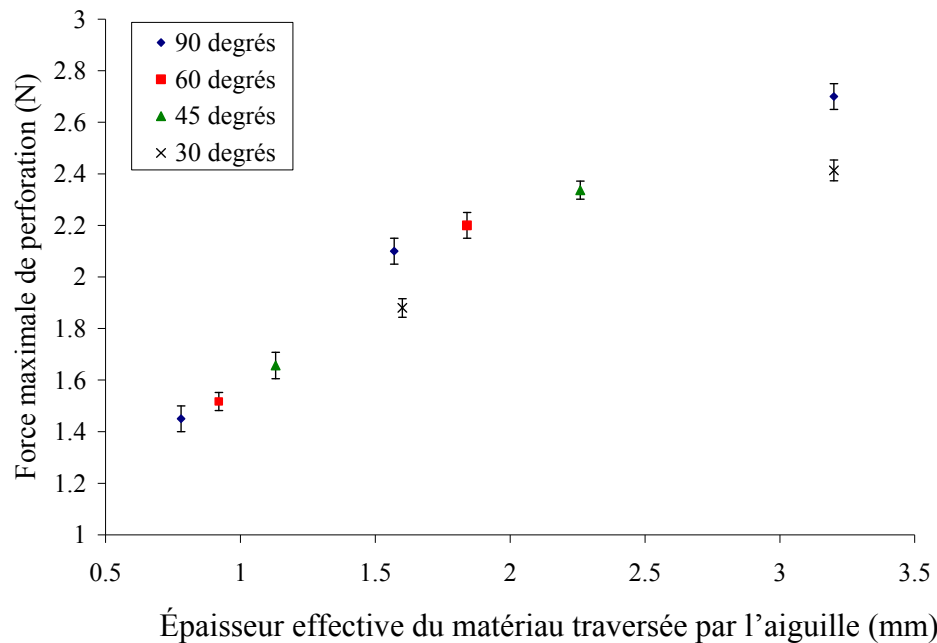


Figure 36 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la distance effective traversée par l'aiguille pour trois épaisseurs de néoprène (0, 8, 1,6 et 3,2 mm), quatre valeurs de l'angle d'attaque de la sonde (30, 45, 60 et 90°), des aiguilles 21G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

Dans les cas du tricot de coton et du tricot de coton enduit de néoprène (Figure 37), ainsi que pour les matériaux SuperFabric® (Figure 38) et TurtleSkin® (Figure 39), aucun effet marquant de l'angle d'attaque sur la force maximale de perforation n'est observé. Dans le cas du SuperFabric®, l'observation microscopique d'un site de perforation (voir Figure 23) montre que l'aiguille crée une rupture fragile dans la plaque dure. Le processus de piqûre par les aiguilles ne semble donc pas dépendre de l'angle d'attaque de l'aiguille sauf peut-être en incidence rasante où un glissement de l'aiguille sur la surface des plaques pourrait se produire. En ce qui concerne les échantillons TurtleSkin®, l'absence d'effet peut être attribuée à la présence du support textile.

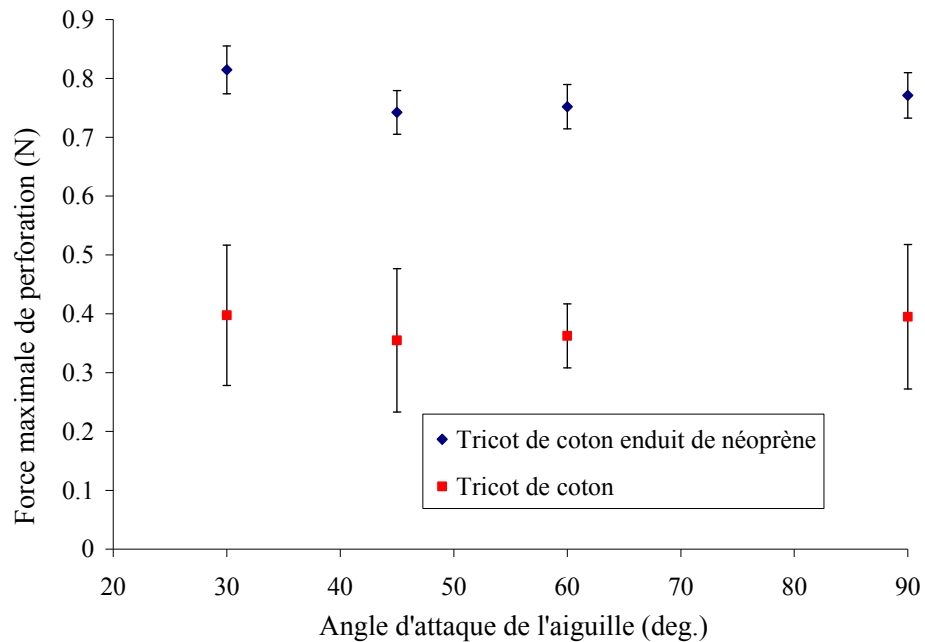


Figure 37 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de l'angle d'attaque de l'aiguille pour un tricot de coton et un tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet), des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

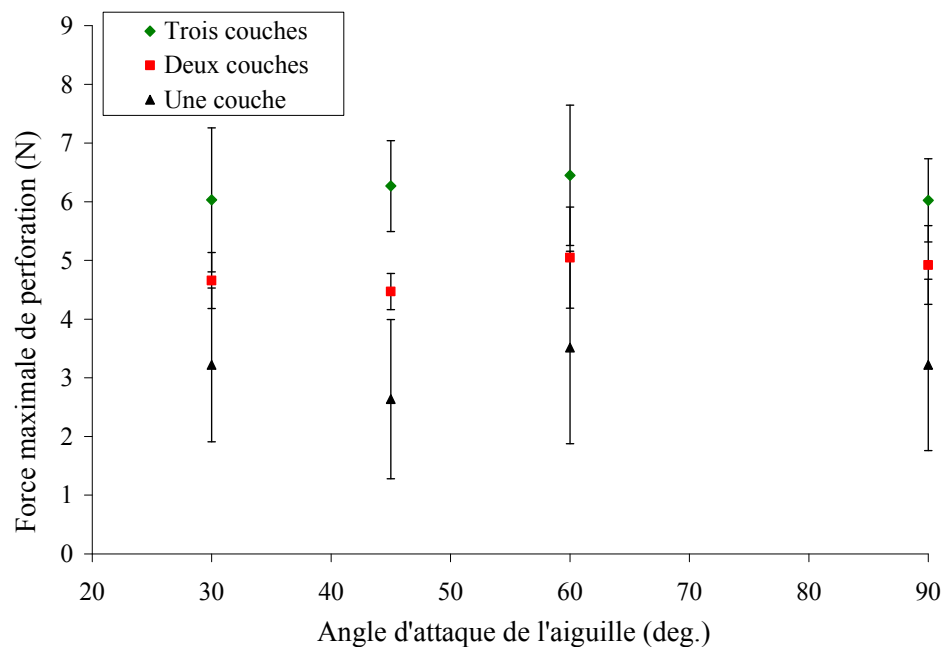


Figure 38 – Variation de la force maximale de perforation avec l'angle d'attaque de l'aiguille pour une, deux et trois couches de SuperFabric® superposées, des aiguilles 25G se déplaçant à vitesse de 13 mm/min

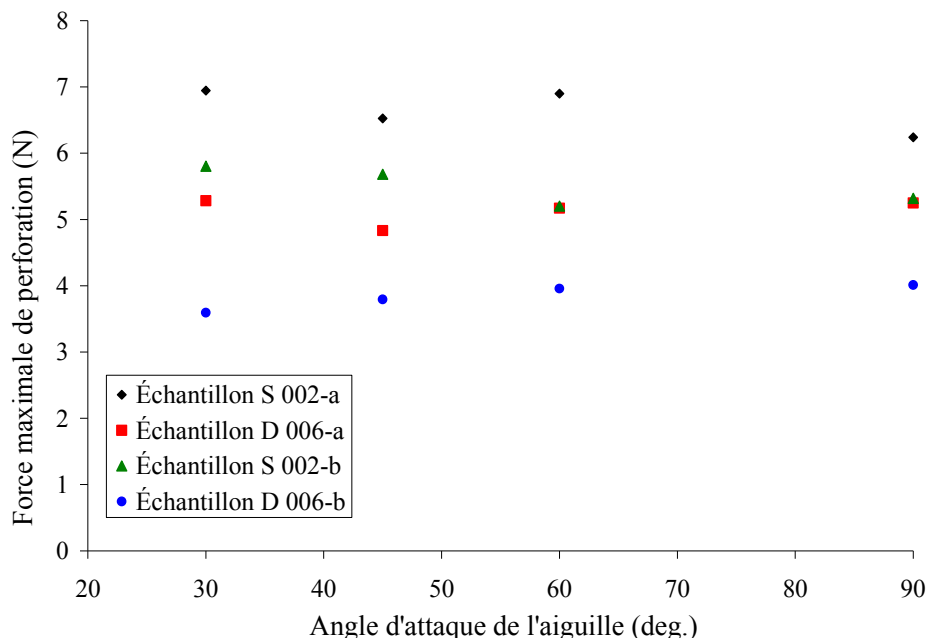


Figure 39 – Variation de la force maximale de perforation avec l'angle d'attaque de l'aiguille pour les échantillons S 002-a, S 002-b, D 006-a et D 006-b de TurtleSkin®, des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (barres d'erreur omises pour plus de clarté)

3.4.3 Effet de la température

Des variations de la température par rapport aux conditions standards de 25°C peuvent être causées par deux phénomènes. D'une part, le port de vêtements de protection a été associé au développement d'un microclimat à l'intérieur de ceux-ci [66]. Par exemple, des températures de 35°C au niveau de la peau ont été enregistrées à l'intérieur de gants lors d'exercices en laboratoire représentatifs des efforts effectués par des gardiens de but de soccer [67]. Pour les gants portés en continu pendant tout un quart de travail, et en particulier les gants non respirables, cette augmentation de température peut donc être importante. Par ailleurs, les gants de protection contre la piqûre par les aiguilles peuvent être portés dans des environnements correspondant à des températures très froides (par exemple à l'extérieur en plein hiver) ou très chaudes.

L'influence de la température sur la résistance à la piqûre a été étudiée pour quatre matériaux modèles, le néoprène, le nitrile, le nitrile renforcé de tissu et le SuperFabric®. Pour la réalisation des tests, le montage de perforation illustré à la Figure 2 (page 11) était placé dans une enceinte thermique positionnée entre les montants verticaux de la machine d'essai. Un temps d'attente de 20 minutes entre l'insertion de l'échantillon dans le four et la réalisation des mesures était respecté afin de permettre l'équilibrage en température de l'échantillon.

Dans le cas d'une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur, testée avec des aiguilles de calibre 23G (0,65 mm de diamètre) à trois facettes, des mesures ont été réalisées à des températures

entre 25 et 120°C pour différentes valeurs de la vitesse de déplacement de l'aiguille (Figure 40). Il est à noter que le domaine de température étudié est situé bien au-dessus de la température de transition vitreuse de -50°C de cet élastomère [68]. Une diminution monotone de la force maximale de perforation en fonction de la température est observée pour toutes les vitesses de déplacement de l'aiguille. Dans cette plage de températures, un processus léger d'amollissement thermique a été rapporté pour les élastomères [69]. Étant donné que la piqûre par les aiguilles a été associée à la coupure et qu'il a été montré que la résistance à la coupure des caoutchoucs est proportionnelle au module d'Young du matériau [59], il est possible d'attribuer l'effet de la température sur la force maximale de perforation observé dans le cas du néoprène à une variation du module d'élasticité causée par l'élévation de la température.

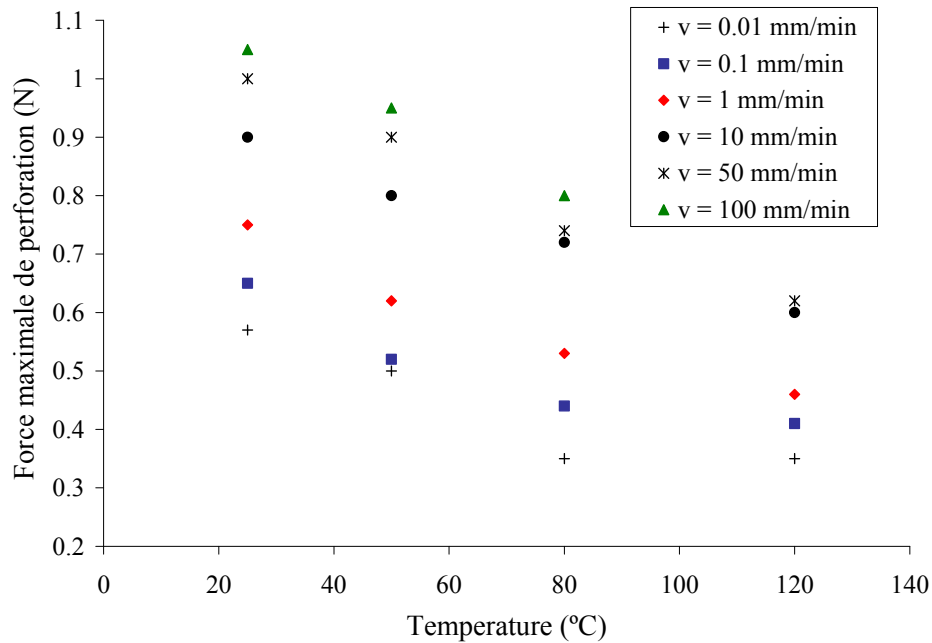


Figure 40 – Influence de la température sur la force maximale de perforation pour une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur, une aiguille 23G et différentes valeurs de la vitesse v de déplacement des aiguilles

Afin de vérifier si la résistance du néoprène à la piqûre par les aiguilles est en accord avec le principe de superposition temps-température, une transformation WLF (Williams-Landel-Ferry) [70] a été appliquée aux données de la Figure 40. En effet, il a été montré que l'énergie de rupture, qui semble contrôler le phénomène de piqûre par les aiguilles dans le cas du néoprène (voir section 3.1.3), obéit à la relation WLF [71]. Le facteur de décalage temps-température a_T utilisé pour la transformation est fourni par la relation WLF [70]:

$$\log a_T = \frac{-8.8 (T - T_s)}{102 + T - T_s} \quad \text{Équation 5}$$

où T_s est une température de référence qui est choisie et égale à 25°C. À l'aide des facteurs de glissement ainsi déterminés, une courbe maîtresse est obtenue pour les différentes valeurs de température et de vitesse de déplacement de la sonde (Figure 41). Ceci démontre la nature viscoélastique du mécanisme de piqûre par les aiguilles dans le cas du néoprène. De plus, ce

résultat fournit un outil permettant d'obtenir des valeurs de résistance à la piqure par les aiguilles dans des conditions de température et de vitesse de déplacement de la sonde spécifiques en utilisant une courbe maîtresse déterminée à partir d'un nombre réduit de mesures. Cependant, il ne s'applique que dans le domaine de vitesse et de température pour lequel il a été établi et ne peut être extrapolé à des vitesses d'impact sans qu'il ait été vérifié que les mécanismes en jeu soient les mêmes.

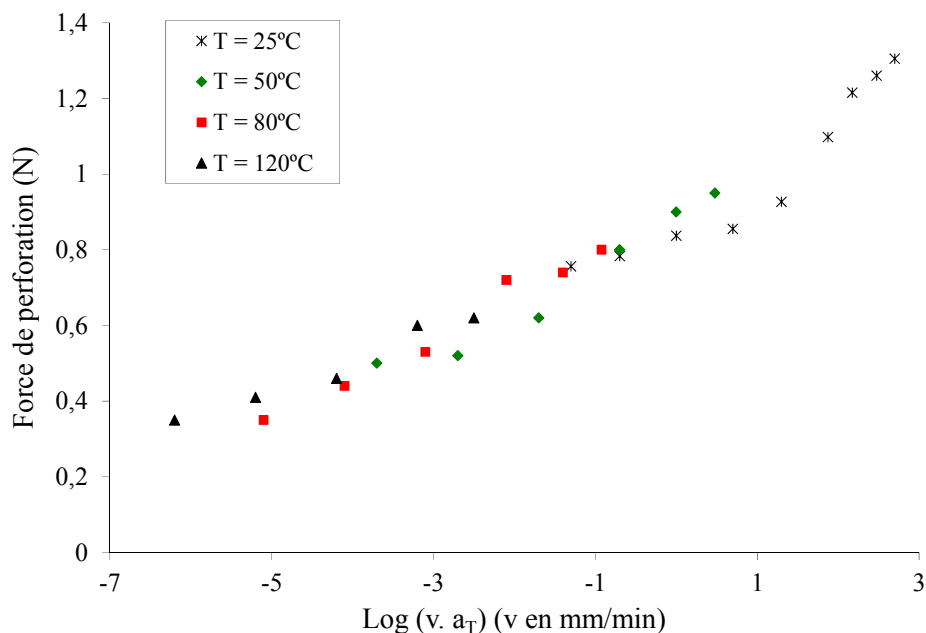


Figure 41 – Superposition temps-température des valeurs de force maximale de perforation pour du néoprène d'épaisseur 0,8 mm, une aiguille 23G et plusieurs valeurs de température T et de vitesse de déplacement de la sonde v

Pour des températures variant entre 20 et 80°C, il est possible d'observer un comportement très similaire pour le néoprène et le nitrile, soit une très légère diminution de la force maximale de perforation (Figure 42). Des mesures de l'effet de la température sur la force maximale de perforation ont également été réalisées entre 20 et 80°C avec le nitrile renforcé par du tissu (épaisseur de 1,6 mm) et avec une couche de SuperFabric® (Figure 43). Aucun effet significatif de la température sur les valeurs de la force n'a pu être détecté.

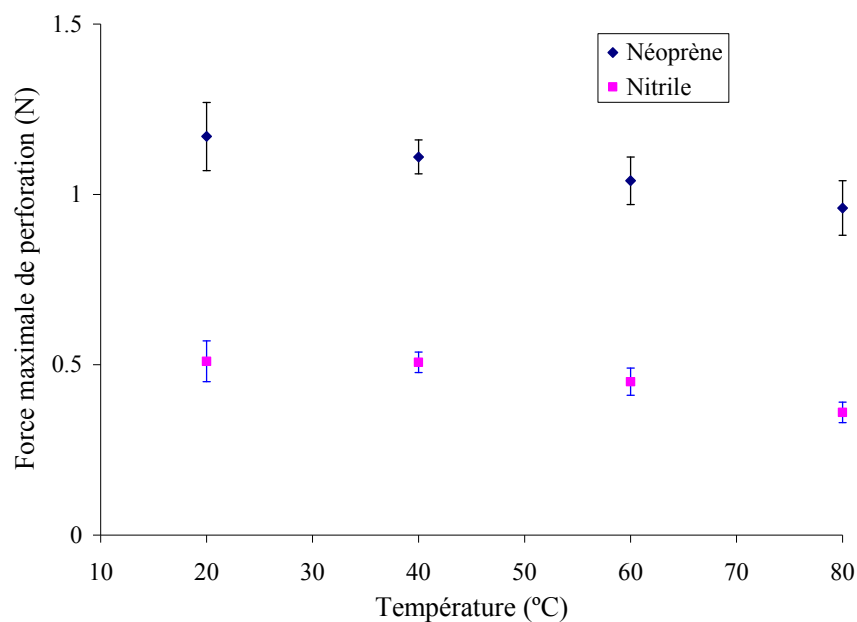


Figure 42 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la température pour des plaques de néoprène (1,6 mm d'épaisseur) et de nitrile (0,8 mm d'épaisseur), une aiguille 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

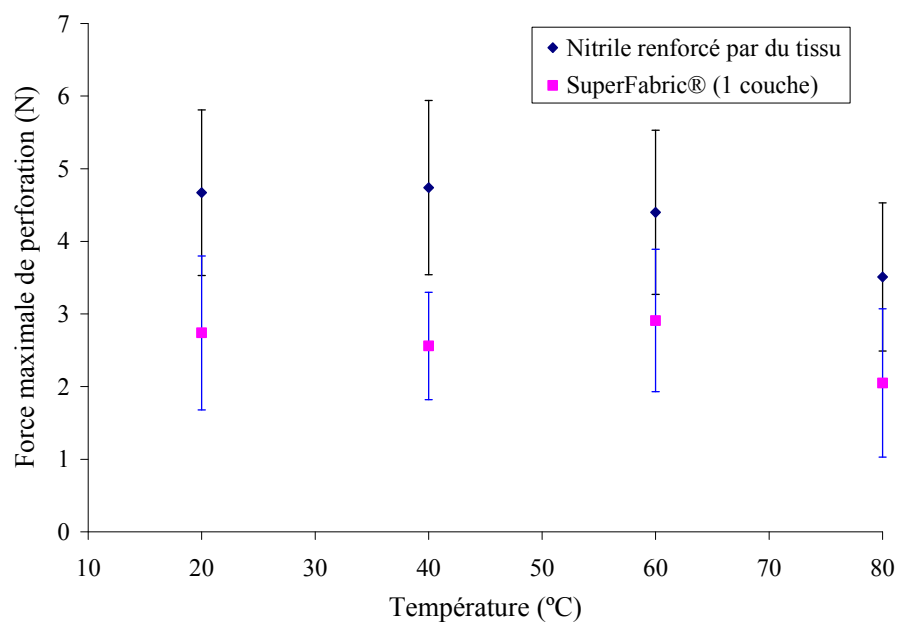


Figure 43 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la température pour une plaque de nitrile renforcé par du tissu de 1,6 mm d'épaisseur et pour une couche de SuperFabric®, une aiguille 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

En ce qui concerne l'aspect lié à la protection contre la piqûre par les aiguilles, ces résultats semblent montrer un effet négligeable ou très faible de la température sur la force maximale de perforation pour l'ensemble des matériaux examinés dans l'intervalle de température pertinent à l'utilisation des gants de protection contre les risques mécaniques. Il est cependant important de n'utiliser les gants de protection qu'à l'intérieur du domaine de température précisé par le fabricant. En effet, les matériaux subissent généralement des modifications importantes de leurs propriétés mécaniques autant à basse température (autour de la température de transition vitreuse par exemple pour les polymères) qu'à haute température.

3.4.4 Effet de l'humidité

Le microclimat qui se développe à l'intérieur des vêtements de protection lorsque ceux-ci sont portés inclut également des taux d'humidité élevés, jusqu'à 98 % [66]. Dans le cas des vêtements de protection contre les incendies, il a même été observé lors d'exercices d'entraînement que le taux d'humidité à l'intérieur du vêtement atteint rapidement des valeurs proches de 100 % dès que le pompier entre dans un bâtiment en feu [72]. Par ailleurs, certains environnements de travail impliquent également des taux d'humidité élevés, par exemple les activités d'entretien des parcs en été ou le domaine de la préparation alimentaire.

Afin d'étudier l'effet du taux d'humidité sur la résistance des gants de protection à la piqûre par les aiguilles, des tests de perforation avec des aiguilles médicales ont été réalisés sur des échantillons ayant été conditionnés pendant 24h à température ambiante (25°C) à différents taux d'humidité. Les matériaux testés incluent une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur, une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, du tricot enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet), une plaque de nitrile renforcé de tissu de 1,6 mm d'épaisseur et une couche de SuperFabric®. Les mesures ont été réalisées avec des aiguilles de calibre 25G (0,5 mm de diamètre) à trois biseaux et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min. Les résultats sont présentés à la Figure 44 dans le cas du nitrile et du néoprène, et à la Figure 45 pour le tricot enduit de néoprène, le nitrile renforcé de tissu et le SuperFabric®. Dans tous les cas, il est observé que la force maximale de perforation ne varie pas avec le taux d'humidité relative correspondant à une période de 24h de conditionnement des échantillons.

Dans le cas des matériaux synthétiques homogènes tels que les plaques de néoprène et de nitrile, un tel résultat était attendu étant donné leur faible rapport surface/volume et la relative imperméabilité à l'eau des élastomères [73]. Par contre, en raison de leur grand rapport surface/volume, les structures à base textiles peuvent être plus sensibles à l'eau [74].

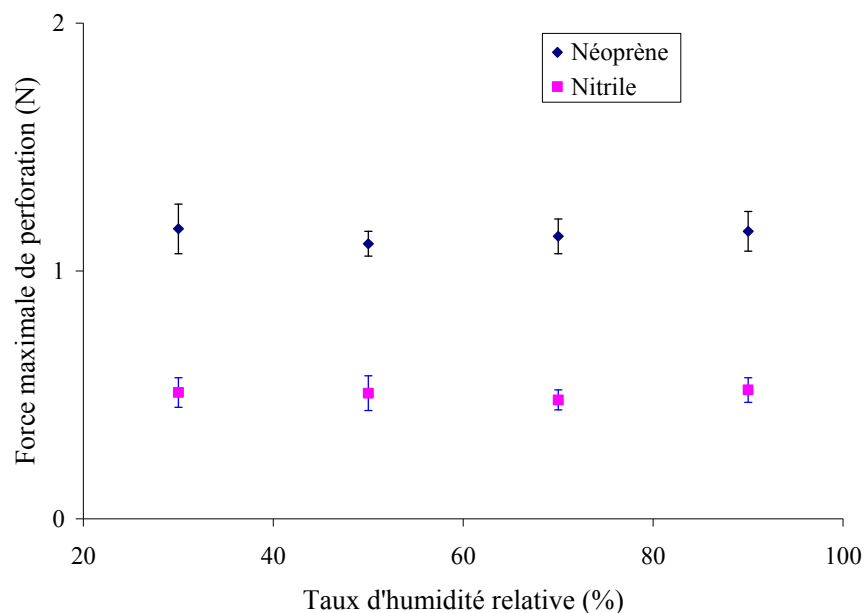


Figure 44 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du taux d'humidité lors du conditionnement pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, une aiguille 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

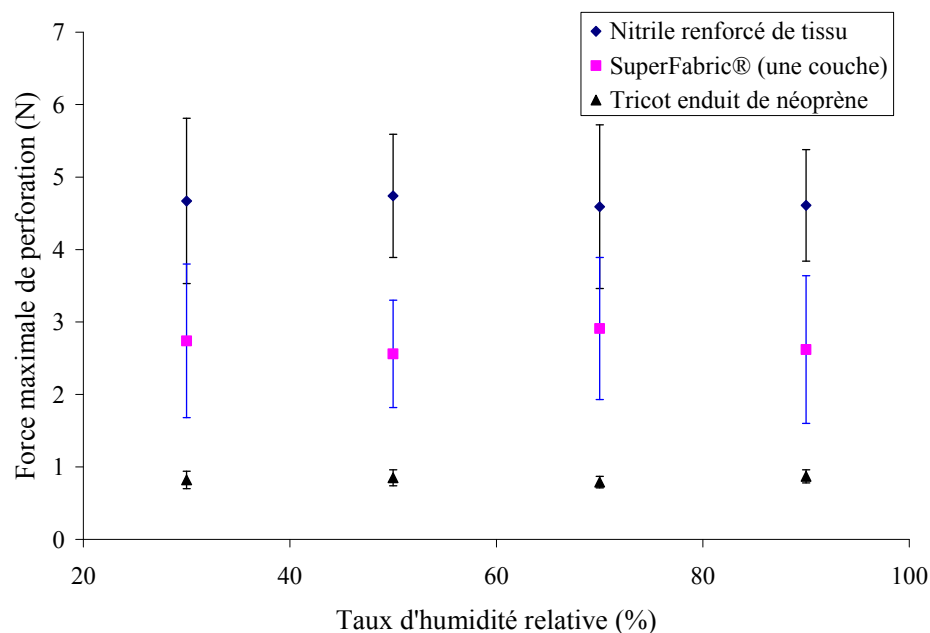


Figure 45 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du taux d'humidité lors du conditionnement pour une plaque de nitrile renforcé par du tissu de 1,6 mm d'épaisseur, du tricot enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) et une couche de SuperFabric®, une aiguille 25G et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min

3.4.5 Effet de la présence de lubrifiants

Lorsqu'ils sont utilisés, les gants peuvent être mis en contact avec des substances qui sont susceptibles de modifier certaines de leurs propriétés. Étant donné que la piqûre par les aiguilles a été associée au phénomène de coupure et qu'un effet important des lubrifiants sur la résistance à la coupure a été mis en évidence [32], des mesures ont été réalisées pour évaluer l'influence de lubrifiants sur la force maximale de perforation par une aiguille médicale. Ces tests ont été effectués avec une plaque de néoprène d'épaisseur 3,2 mm. Deux types de lubrifiants, de la graisse au silicone et un savon liquide, ont été utilisés pour enduire à la fois l'aiguille utilisée comme sonde et la membrane testée.

La Figure 46 montre la variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre de l'aiguille avec et sans lubrifiant dans le cas de la graisse au silicone. On peut observer que, pour l'ensemble des diamètres d'aiguille testés, la force maximale de perforation est réduite par application de graisse au silicone. En effet, au fur et à mesure où l'aiguille pénètre à travers l'épaisseur du matériau, la lubrification par la graisse au silicone permet une réduction de la friction entre la pointe de l'aiguille et les surfaces de la fissure dans l'échantillon. Ceci se traduit par une réduction de la force maximale de perforation.

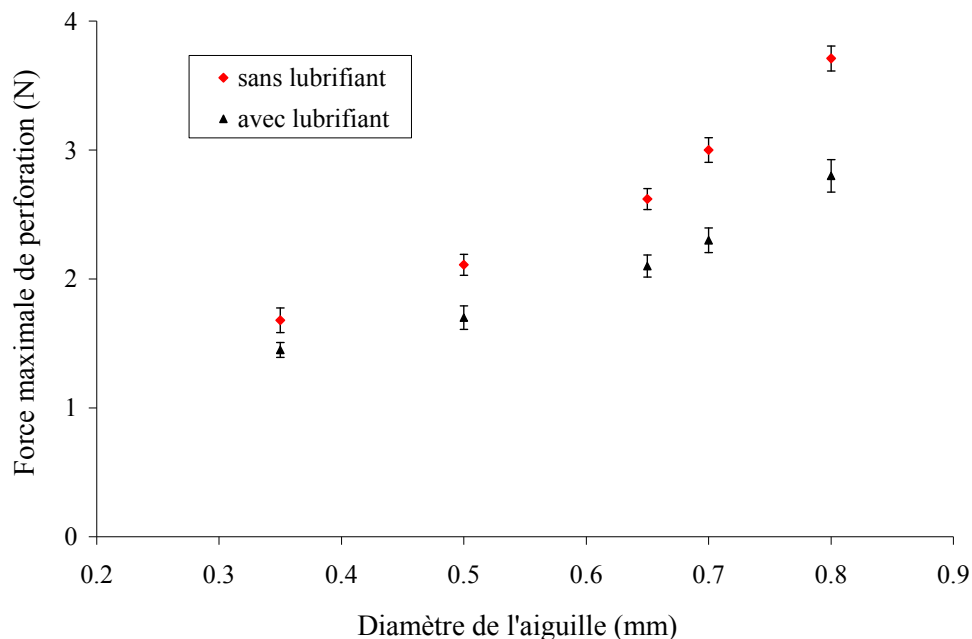


Figure 46 – Variation de la force maximale de perforation en fonction du diamètre des aiguilles avec et sans lubrifiant (graisse au silicone) pour une plaque de 3,2 mm de néoprène et une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min

Lorsque la différence de valeur de la force maximale de perforation causée par l'application de la graisse au silicone est exprimée en fonction du diamètre de l'aiguille, une variation exponentielle est observée (Figure 47). Ce résultat confirme la contribution majeure de la friction dans le phénomène de piqûre par les aiguilles. Étant donné que la force de friction est proportionnelle à la surface de contact, la forme de la relation entre la réduction de la force maximale de

perforation et le diamètre de l'aiguille peut éventuellement être attribuée à la forme cylindrique à bord elliptique de la surface de rupture créée par l'aiguille dans l'épaisseur de la membrane (Figure 11, page 23).

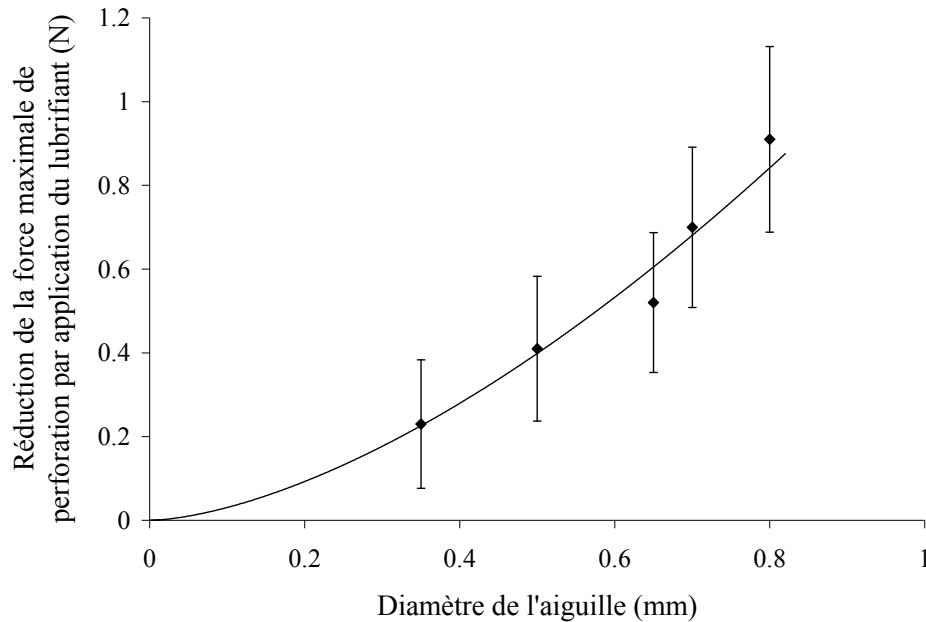


Figure 47 – Variation de la réduction de la force de perforation par application d'un lubrifiant (graisse au silicone) en fonction du diamètre des aiguilles pour une plaque de 3,2 mm de néoprène et une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min

Par opposition, dans le cas de sondes cylindriques et coniques, une invariance de la force de perforation par application de lubrifiant avait été observée [75]. En effet, dans ce cas, la perforation se produit lorsque la contrainte sous l'extrémité de la sonde atteint la valeur critique de rupture. La friction n'affecte pas la contrainte de rupture et donc pas la force maximale de perforation.

Des tests ont également été réalisés afin d'étudier l'effet de l'application d'un lubrifiant sur la variation de la force maximale de perforation en fonction de la vitesse de déplacement de la sonde (Figure 48). La résistance à la piqûre diminue due à l'effet de la lubrification par du savon liquide et cette diminution est plus importante à des vitesses plus élevées. En effet, le néoprène est un matériau viscoélastique : pour une plus faible vitesse de déplacement de la sonde de perforation, un état stable peut être plus facilement atteint à chaque instant de la pénétration de l'aiguille dans la membrane. Ceci réduit l'influence du phénomène de friction et donc de l'application d'un lubrifiant, sur la résistance à la piqûre par les aiguilles.

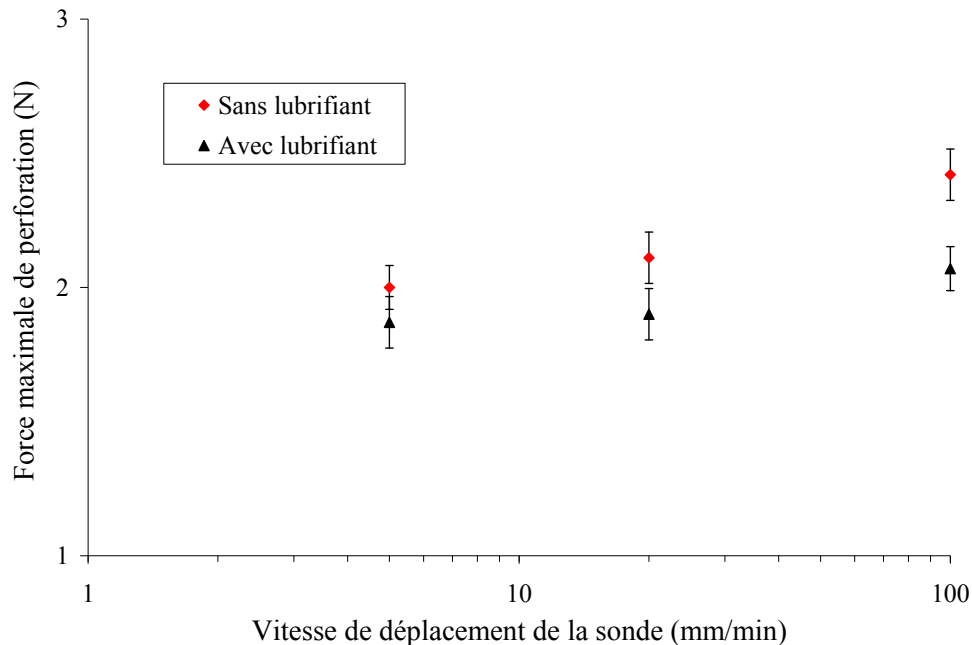


Figure 48 – Effet de la lubrification par du savon liquide sur la force maximale de perforation par les aiguilles pour différentes valeurs de vitesse de perforation pour une plaque de néoprène de 3,2 mm d'épaisseur et des aiguilles 23G

Ces résultats démontrent l'importance de la friction sur la résistance des matériaux de protection à la piqûre par les aiguilles. En particulier, la présence de contaminants agissant comme lubrifiants peut mener à une réduction importante de cette résistance à la piqûre, laquelle réduction augmente au fur et à mesure où la vitesse de perforation et le diamètre de l'aiguille augmentent.

3.5 Effet d'une précontrainte

Lorsqu'ils sont portés, les gants peuvent être soumis à des déformations importantes, en particulier au niveau des articulations. La Figure 49 illustre un exemple permettant de visualiser les taux de déformation appliqués par flexion de la main, dans ce cas autour de 80 %. Un système a été conçu (voir section 2.2.2) afin d'appliquer la contrainte de manière équi-biaxiale et de simuler la déformation subie par les matériaux de gants. Ce système a été utilisé pour évaluer l'effet de l'application d'une précontrainte sur la force maximale de perforation avec du néoprène, du nitrile et du tricot enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet). En ce qui concerne les plaques de nitrile renforcé par du tissu, ainsi que les échantillons de SuperFabric® et de TurtleSkin®, une extensibilité trop faible n'a pas permis la réalisation de ces mesures.

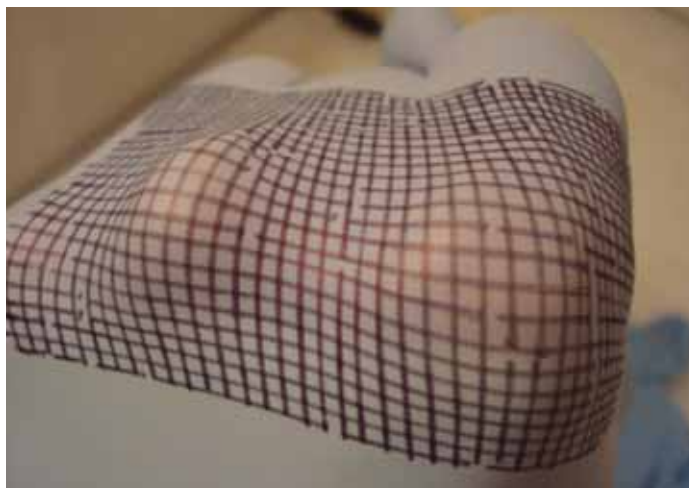


Figure 49 – Photographie d'un gant déformé

La Figure 50 présente des courbes force-déplacement enregistrées dans le cas d'une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur et des aiguilles 23G (0,65 mm de diamètre) à trois facettes pour cinq valeurs différentes de taux de déformation correspondant à la précontrainte appliquée. Les valeurs de la force maximale de perforation ainsi que du déplacement de la sonde à la perforation diminuent pour des valeurs croissantes du taux de déformation associé à la précontrainte, d'une manière similaire à ce qui avait été observé dans le cas d'une pré-extension uniaxiale (voir Figure 66 en Annexe C).

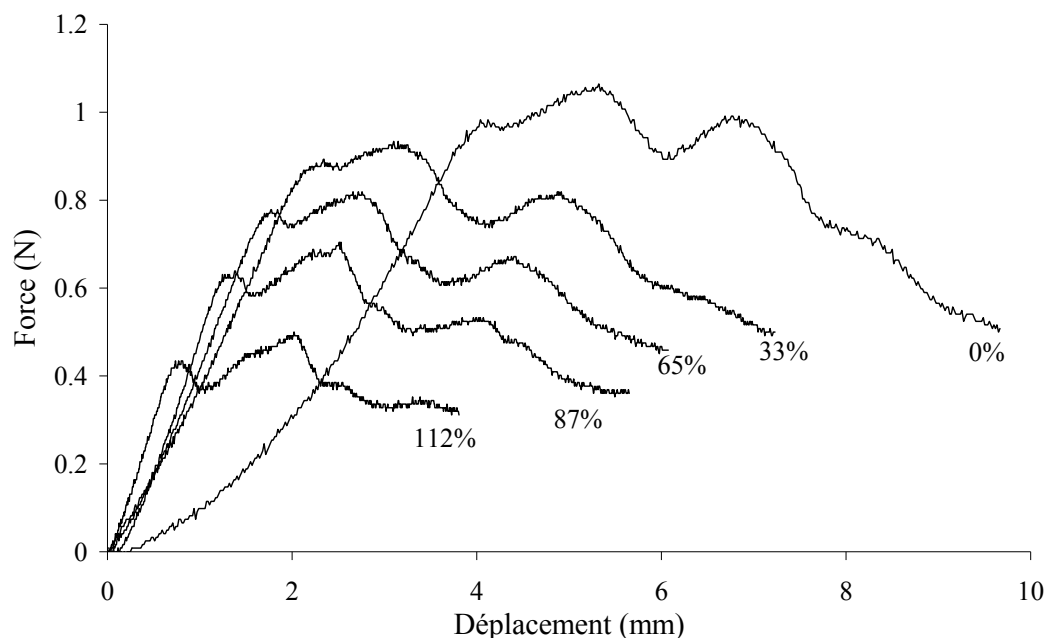


Figure 50 – Courbes force-déplacement pour différentes valeurs de taux de déformation causés par la précontrainte appliquée dans le cas d'une plaque de néoprène de 0,8 mm d'épaisseur, des aiguilles 23G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min

La variation de la force maximale de perforation en fonction du taux de déformation correspondant à la précontrainte appliquée est représentée sur la Figure 51 dans le cas d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et d'une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur avec des aiguilles 25 G (0,5 mm de diamètre) à trois facettes et une vitesse de déplacement de l'aiguille de 13 mm/min. Il est observé que la force maximale de perforation diminue de manière linéaire lorsque le taux de déformation correspondant à la précontrainte appliquée augmente entre 0 et 120 %. Ceci peut être attribué au fait que la somme de l'énergie de perforation et de l'énergie de pré-extension correspondant à l'application de la précontrainte reste constante tel que décrit par l'Équation 1.

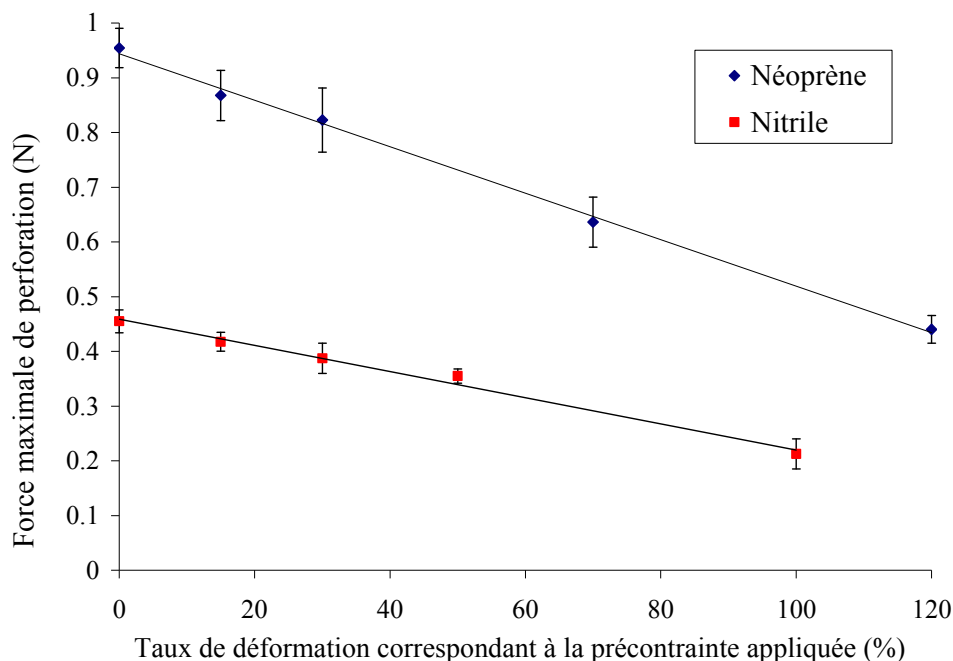


Figure 51 – Variation de la force maximale de perforation en fonction de la valeur de la précontrainte pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur, une aiguille 25G et une vitesse de déplacement de la sonde de 13 mm/min

La même expérience a été réalisée avec du tricot de coton enduit de néoprène. Dans ce cas, la déformation maximale qui a pu être appliquée est de 30 %. À l'intérieur de ce domaine, aucun effet significatif du taux de déformation et donc de la précontrainte sur la force maximale de perforation n'est observable. L'obtention d'un comportement différent pour ce type de matériau par rapport aux plaques en élastomère peut éventuellement être attribuée, encore une fois, à l'effet de l'interaction entre la pointe de l'aiguille et les mailles du support.

Au niveau de la protection contre la piqûre par les aiguilles, il est à noter que l'application d'une précontrainte correspondant à un taux de déformation de 100 % cause une diminution d'un facteur 2 de la force maximale de perforation autant pour le néoprène que pour le nitrile. Il s'agit donc d'un facteur important à prendre en considération dans le cas des gants non supportés.

3.6 Effet d'un support simulant la main

Des mesures ont été effectuées afin d'évaluer de manière préliminaire si la présence de la main dans le gant affecte la résistance des matériaux à la piqure par les aiguilles. Le principe du montage ainsi que les matériaux utilisés pour simuler la main sont décrits dans la section 2.2.3. Les matériaux modèles, qui ont été utilisés pour étudier l'effet du support sur leur résistance à la piqure par les aiguilles, sont les plaques de néoprène et de nitrile, le tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) et les échantillons de SuperFabric® et de TurtleSkin®.

La Figure 52 illustre la variation de la force maximale de perforation en fonction de la dureté du matériau support dans le cas du néoprène, du nitrile et du tricot de coton enduit de néoprène. Le point à dureté nulle correspond à la condition sans support, c'est-à-dire la configuration en déformation libre décrite à la section 2.2.1. Pour les plaques de néoprène et de nitrile, une très faible augmentation de la force maximale de perforation en fonction de la dureté du matériau support peut être observée. Ce comportement est très différent de ce qui a été rapporté pour les sondes à bout arrondi. Dans leur cas, une augmentation d'un facteur 3 de la force maximale de perforation peut être observée dans le cas du néoprène lorsqu'un support de dureté égale à 50 Shore A est utilisé [75].

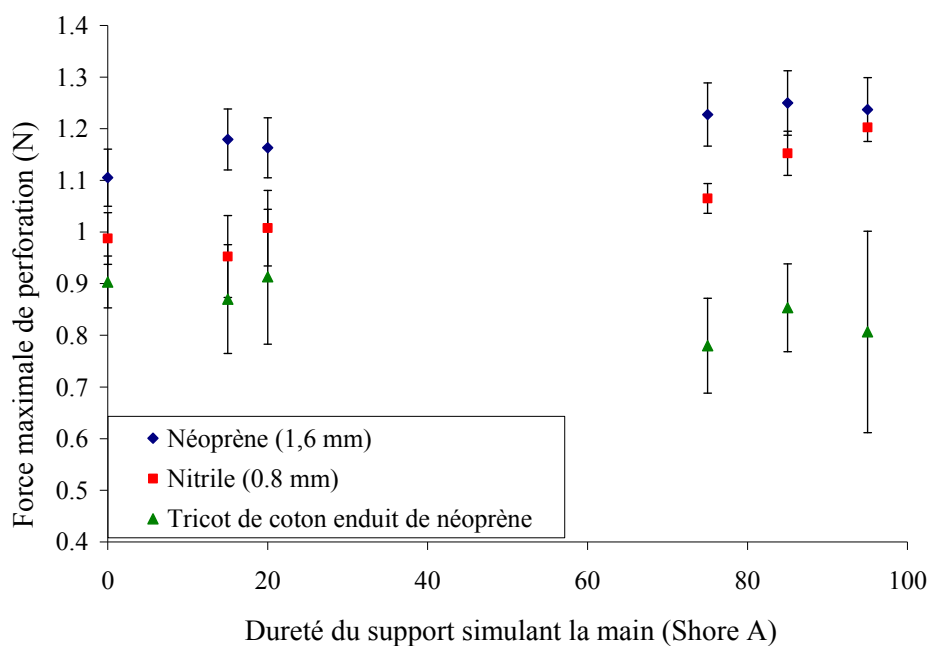


Figure 52 – Effet de la dureté du matériau support simulant la main sur la force de perforation d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur, d'une plaque de nitrile de 0,8 mm d'épaisseur et de dureté 70 Shore A, ainsi que d'un tricot de coton enduit de néoprène (gant Scorpio, section du poignet) avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min

Cette différence de comportement peut être comprise en examinant plus précisément le mécanisme associé à la perforation par les sondes à bout arrondi et à la piqûre par les aiguilles dans la configuration avec support (Figure 53). Dans le cas de la piqûre par les aiguilles (Figure 53a), la pointe de l'aiguille pénètre progressivement dans l'échantillon en produisant une fissure locale par coupure dans le matériau sans déformer celui-ci de manière importante. Par conséquent, le processus n'est presque pas affecté par la présence du support et la force maximale de perforation ne varie que très peu avec la dureté de celui-ci. Par contre, dans le cas des sondes à bout arrondi telles que celles utilisées dans la norme sur la perforation des vêtements de protection, la rupture se produit de manière brutale lorsque la déformation de l'échantillon sous l'extrémité de la sonde atteint la valeur de déformation critique. En présence d'un support, la rupture se produit simultanément dans l'échantillon et dans le support (Figure 53b). La déformation critique à considérer inclut alors une contribution de celle du support, ce qui affecte de manière importante la force maximale de perforation.

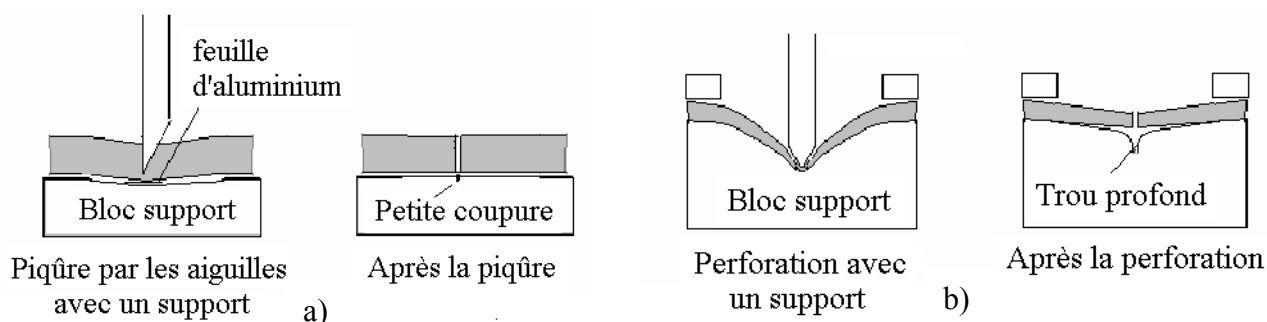


Figure 53 – Représentation schématique du processus piqûre par les aiguilles (a) et de perforation par les sondes à bout arrondi (b) dans la configuration avec support

Dans le cas du coton enduit de néoprène (Figure 52), aucune variation significative de la force maximale de perforation par une aiguille avec la dureté du matériau support n'est visible. Le même comportement a pu être observé dans le cas du SuperFabric® et des différents échantillons de TurtleSkin® (Figure 54). Là encore, la rupture se produit sans déformation importante du matériau. La contribution du support sur la force maximale de perforation est donc minime, i.e. à l'intérieur de l'incertitude de mesure.

Ces résultats semblent indiquer que, pour l'ensemble des matériaux testés, l'interface main-gant n'influe pas de manière importante sur la résistance du gant à la piqûre par les aiguilles.

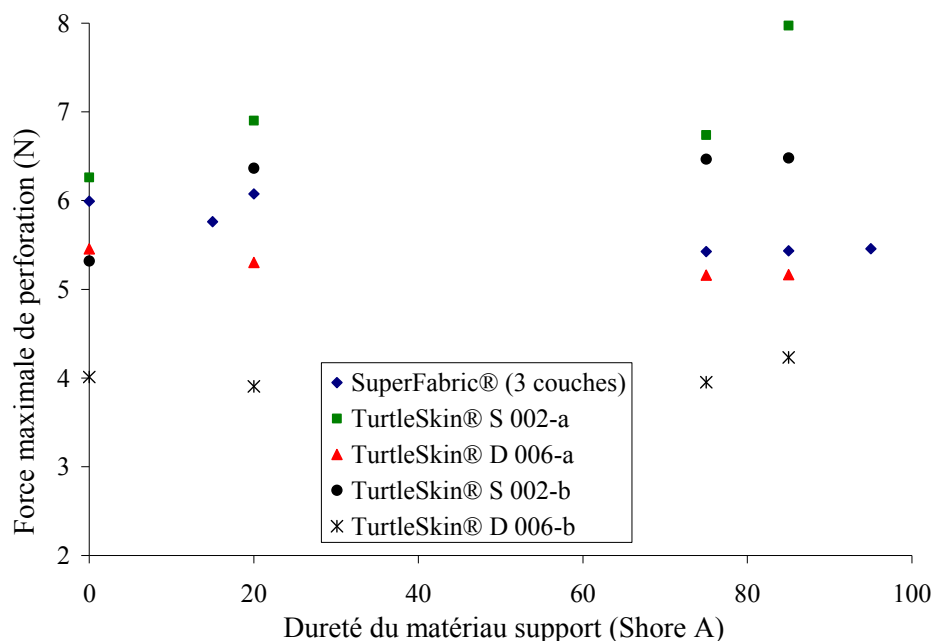


Figure 54 – Effet de la dureté du matériau support simulant la main sur la force de perforation d'un empilement de trois couches de SuperFabric® et d'échantillons S 002-a, D 006-a, S 002-b et D 006-b de TurtleSkin® avec des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 13 mm/min (barres d'erreur omises pour plus de clarté)

3.7 Performances des gants

Les performances d'une sélection de gants de protection contre les agresseurs mécaniques ont été mesurées en utilisant la méthode développée dans le cadre de ce projet pour la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales et les méthodes normalisées ASTM pour la résistance à la perforation et à la coupure.

3.7.1 Résistance à la piqûre par les aiguilles

Des mesures de la résistance à la piqûre par les aiguilles selon la méthode décrite à la section 2.2.6 ont été réalisées sur la liste de 58 modèles de gants sélectionnés pour l'étude. Les résultats sont présentés dans le Tableau 14 en Annexe D. Dans certains cas, la valeur du coefficient de variation de la force maximale de perforation est très élevée : elle est supérieure à 30 % pour 12 des modèles de gants et atteint 76 % dans un cas, ce qui est dû à l'hétérogénéité des matériaux. Par exemple, il s'agit des petites plaques juxtaposées du SuperFabric® ou de fils tissés ou tricotés de Kevlar®, Spectra® ou Dyneema®. En fonction de la position de l'aiguille par rapport à l'élément résistant (plaque ou fil), des valeurs de force maximale très différentes ont pu être obtenues. Cette situation est illustrée à la Figure 55 avec le gant HexArmor 8030, qui comprend une épaisseur de SuperFabric® et du cuir.

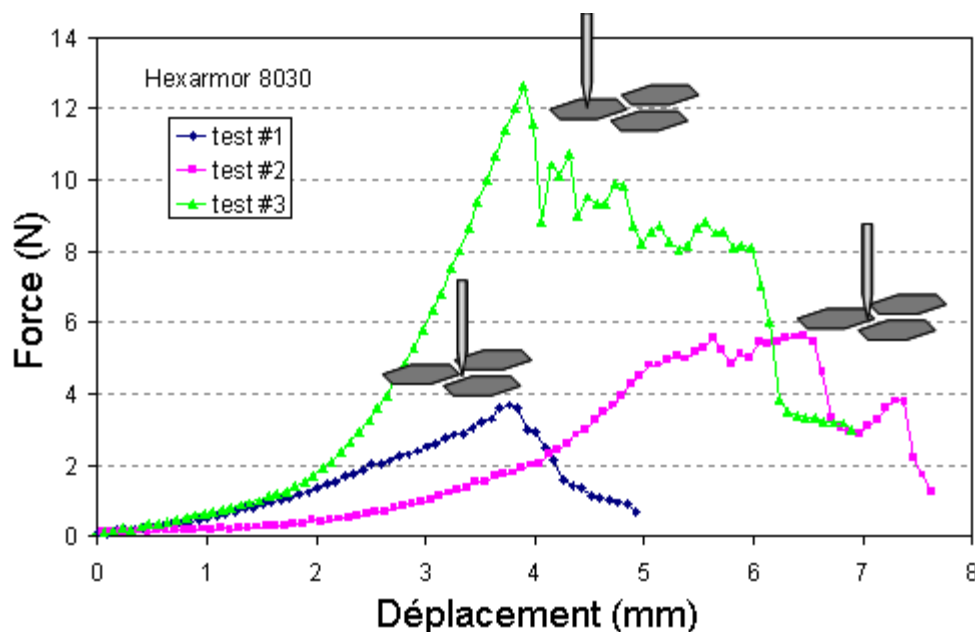


Figure 55 – Exemples de courbes force-déplacement obtenues lors de la mesure de la résistance à la piqûre pour des gants HexArmor 8030

Quatre types de construction offrent des performances supérieures aux autres dans le cas de la résistance à la piqûre par les aiguilles (Figure 56, données dans le Tableau 14 à l'Annexe D). Il s'agit d'une part des gants incluant une ou plusieurs couches de SuperFabric®. Ce matériau constitué de petites plaques dures juxtaposées sur un support textile a été développé dans le but d'offrir une résistance élevée à la coupure, à la perforation et à l'abrasion. Une deuxième série de gants les plus performants sont basés sur la technologie du TurtleSkin®. Ce matériau consiste en un tissage très fin de fibres d'aramide enduit d'un polymère et est conçu pour présenter une très bonne résistance à la coupure, à la perforation, à l'abrasion et à la piqûre par les aiguilles. Une troisième configuration est basée sur la superposition d'un nombre important d'épaisseurs d'un tissu fin en nylon. Finalement, le dernier des concepts les plus performants en termes de résistance à la piqûre par les aiguilles repose sur l'insertion d'un fin treillis métallique entre la doublure et la couche extérieure.

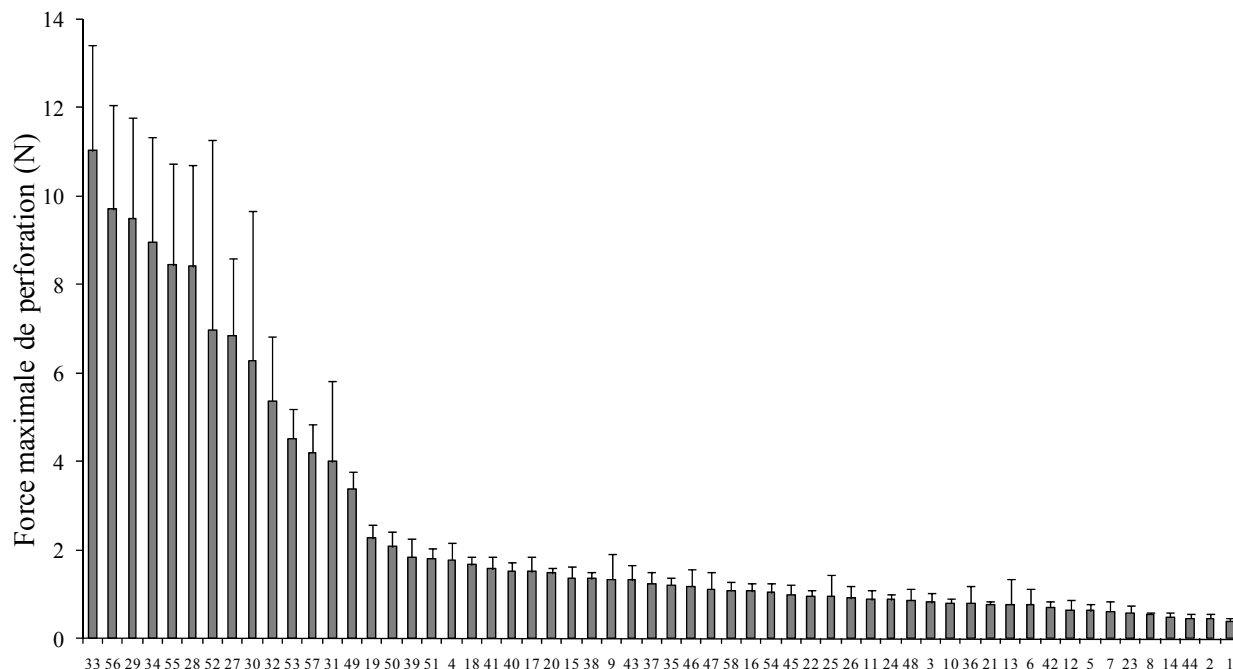


Figure 56 – Force maximale de perforation mesurée pour les gants de protection avec des aiguilles 25G à une vitesse de 500 mm/min (méthode décrite à la section 2.2.6)

3.7.2 Résistance à la perforation

Des mesures de résistance à la perforation selon la méthode normalisée ASTM F1342-05 (décrite à la section 2.3) ont également été réalisées sur l'ensemble des 58 modèles de gants. Les résultats sont présentés dans le Tableau 15 en Annexe D. De même que dans le cas de la piqure par les aiguilles, certains résultats présentent des valeurs relativement élevées du coefficient de variation, étant surtout attribuables à l'hétérogénéité des matériaux et aux différences entre les gants d'un même modèle.

Pour certains modèles multicouches, plusieurs pics bien différenciés peuvent être observés sur la courbe force-déplacement (Figure 57). Le gant correspondant à ces données est formé d'une couche externe en cuir et d'une doublure interne en tricot de Spectra®, nylon et fibres de verre. Le premier pic peut être associé à la perforation de la couche de cuir tandis que l'action de la doublure se manifeste par l'apparition éventuelle d'un deuxième pic selon la position de la sonde de perforation par rapport aux fils de la maille du tricot. Ceci illustre l'une des raisons pour lesquelles les coefficients de variation de la force maximale de perforation sont élevés.

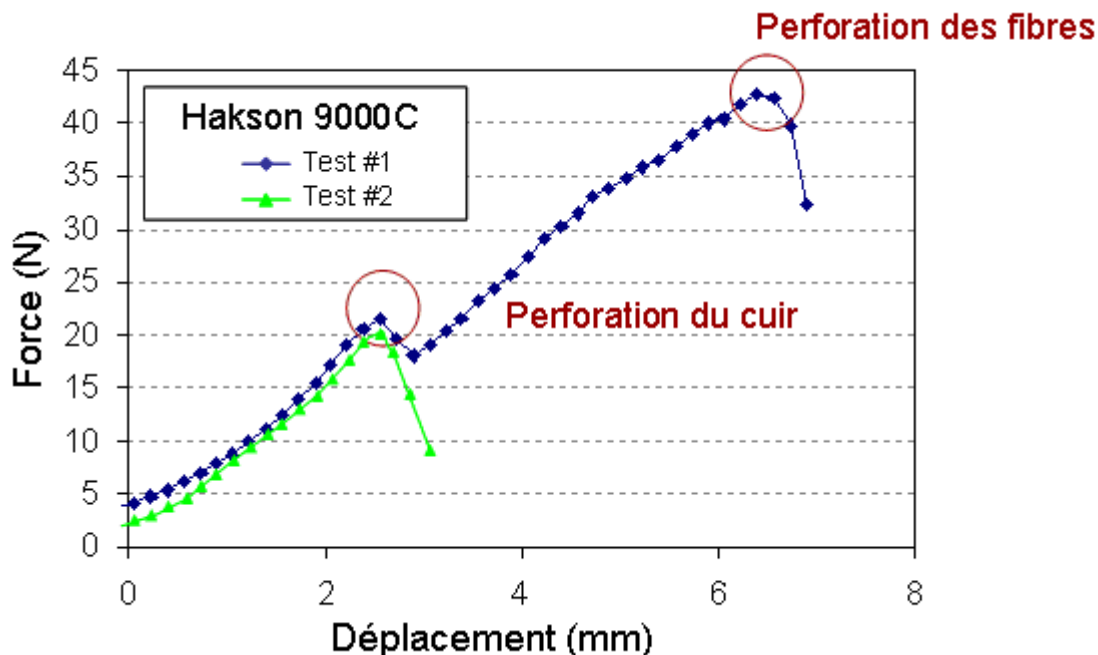


Figure 57 – Exemples de courbes force-déplacement obtenues avec la sonde de perforation de type A de la norme ASTM F1342-05 [34] pour le gant Hakson 9000C

Les résultats des mesures de résistance à la perforation sont présentés à la Figure 58. Le protocole 99-114 du NIJ [35] propose un classement en trois niveaux de résistance à la perforation : bas (résistance à la perforation de 20 N à 59 N), modéré (de 60 N à 99 N) et élevé (de 100 N à 150 N ou plus). Pour que les gants soient reconnus comme étant résistants à la perforation selon le protocole du NIJ, ils doivent avoir un niveau de résistance à la perforation élevé. Selon ce protocole du NIJ, cinq modèles de gants sont de niveau élevé, dix sont de niveau modéré et 35 sont de niveau bas. Il y a également huit modèles qui sont en deçà du niveau bas. Il faut rappeler que ces niveaux ne sont pas liés à la résistance à la piqûre par des aiguilles.

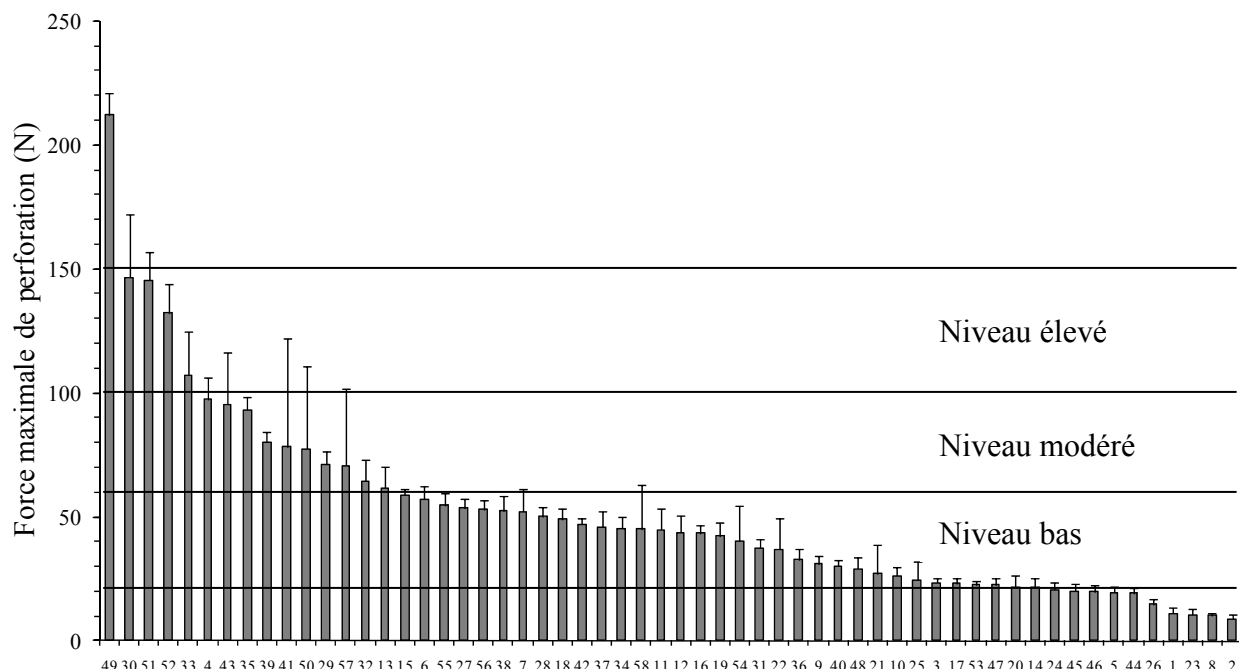


Figure 58 – Force maximale de perforation mesurée pour les gants de protection selon la méthode de caractérisation de la résistance à la perforation normalisée (décrite à la section 2.3) et niveaux de performance selon le protocole 99-114 du NIJ

3.7.3 Résistance à la coupe

Des mesures de résistance à la coupe (voir section 2.4 pour la description de la procédure) ont été effectuées sur 12 modèles de gants parmi ceux ayant la meilleure résistance à la piqure et jugés les plus pertinents par les groupes professionnels impliqués dans l'étude. Les résultats sont donnés dans le Tableau 16 en Annexe D. Comme pour la résistance à la perforation par une sonde normalisée ou par des aiguilles, certains résultats présentent une grande variabilité comme le montrent les coefficients de détermination R^2 près de 0,5. Cette variabilité est surtout attribuée à la présence de matériaux intrinsèquement inhomogènes comme le SuperFabric® ou le TurtleSkin® dans la structure du gant. Dans le cas du modèle de gant Superior 66BRPU, la formation de replis de certaines des 12 couches de nylon superposées crée des inhomogénéités locales et donc une plus grande variabilité dans les mesures individuelles. Ainsi, pour certains modèles de gants, un nombre plus important de mesures individuelles que le minimum de 15 indiqué dans la norme correspondante a été nécessaire afin d'obtenir une valeur acceptable pour le R^2 , c'est-à-dire supérieure ou égale à 0,5.

Le modèle de gant Superior SKLPSMT possède quant à lui un fin treillis métallique inséré entre le support en tricot de Kevlar® et le renfort extérieur en cuir. Or, ce treillis métallique génère des contacts électriques fortuits à travers le gant entre la lame et le ruban en aluminium placé sous l'échantillon et destiné à permettre une détection électrique de la coupe. Ce problème a été éliminé en collant du ruban adhésif électrique sur le ruban en aluminium avant d'y placer

l'échantillon. Il avait été vérifié au préalable que l'effet de ce ruban adhésif supplémentaire sur la mesure de la résistance en coupure était négligeable.

Lorsque les valeurs de résistance à la coupure mesurées pour les 12 modèles de gants sont comparées aux niveaux de classification proposés par le protocole 99-114 du NIJ [35] pour la résistance à la coupure (Figure 59), dix modèles de gants atteignent le niveau élevé (résistance à la coupure de 1630g à 4080g ou plus), et deux modèles, le niveau modéré (600g à 1630g). Aucun de ces gants n'est de niveau bas (résistance à la coupure < 600g). Le modèle de gant offrant la plus grande résistance à la coupure est celui ayant un fin treillis métallique au niveau de la paume. Les six suivants contiennent une couche ou plus de SuperFabric®.

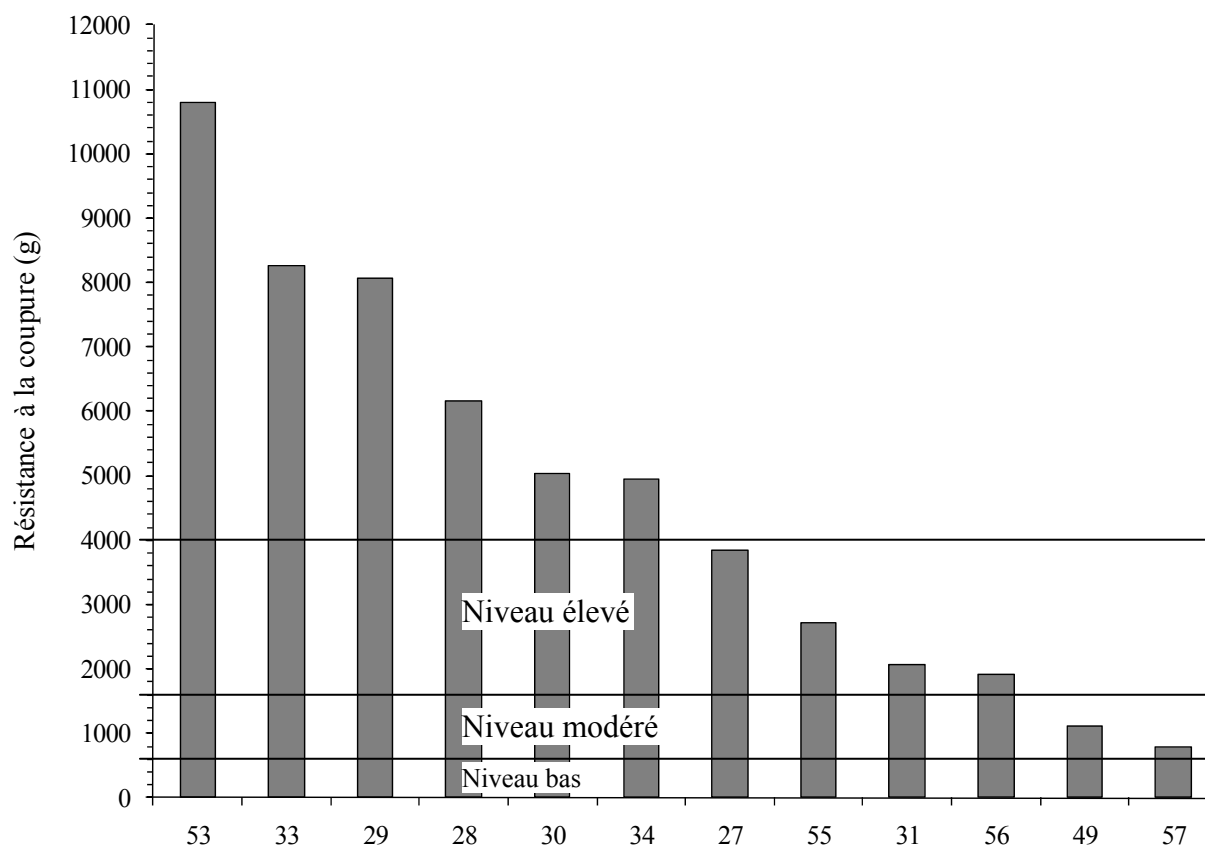


Figure 59 – Résistance à la coupure des gants de protection mesurée selon la méthode décrite dans la section 2.4 et niveaux de performance selon le protocole 99-114 du NIJ

4. DISCUSSION

4.1 Comparaison de la résistance des gants mesurée avec les aiguilles médicales et selon les méthodes normalisées de perforation et de coupure

Les valeurs de force maximale de perforation mesurées avec les aiguilles hypodermiques 25G (méthode décrite dans la section 2.2.6) et celles mesurées avec la sonde A (méthode normalisée ASTM F1342-05), ont été comparées pour l'ensemble des 58 modèles de gants de protection. Les résultats sont présentés à la Figure 60.

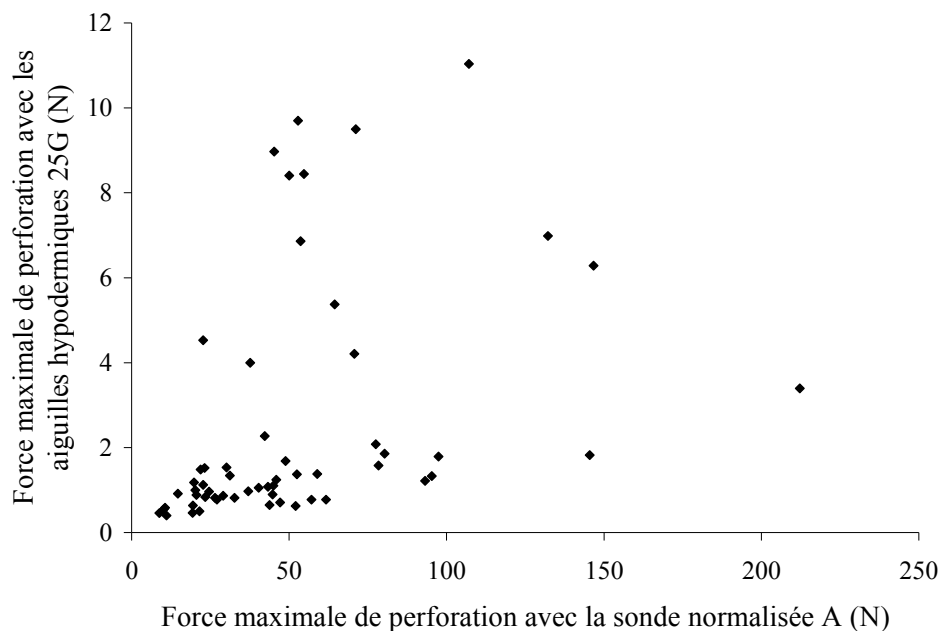


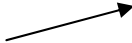
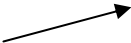
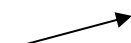
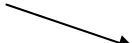
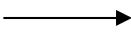
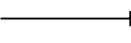
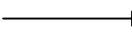
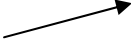
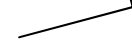
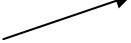
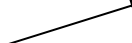
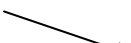
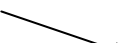
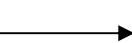
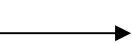
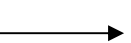
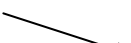
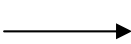
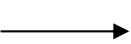
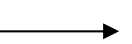
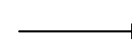
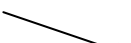
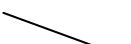
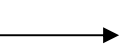
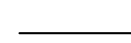
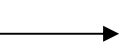
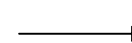
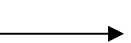
Figure 60 – Comparaison entre les valeurs de force maximale de perforation mesurées avec les aiguilles hypodermiques 25G (méthode décrite dans la section 2.2.6) et celles obtenues avec la sonde A de la norme ASTM F1342-05 pour les 58 modèles de gants

Cette figure montre qu'il n'existe pas de corrélation entre les mesures prises avec les aiguilles médicales et avec la sonde normalisée à bout conique-sphérique. Ce résultat est en accord avec les conclusions de l'étude sur les mécanismes associés à la piqure par les aiguilles, présentées dans la section 3.1 de ce rapport. En effet, il a été démontré que le phénomène de piqure par les aiguilles inclut une contribution importante de coupure, causée par le bord tranchant de la pointe des aiguilles médicales et à laquelle a été associée une énergie de rupture contrôlée par le rayon de la pointe de l'aiguille, ainsi que de la friction. À l'opposé, la perforation avec les sondes à bout arrondi a été reliée au taux de déformation maximale du matériau.

4.2 Analyse du comportement des matériaux face à la piqûre par les aiguilles

L'ensemble des observations réalisées quant à l'effet des différents paramètres étudiés sur la résistance à la piqûre par les aiguilles médicales pour les différents matériaux modèles ont été rassemblées de manière schématique dans le Tableau 9.

Tableau 9 – Synthèse de l'effet des paramètres reliés aux caractéristiques des aiguilles et des échantillons, aux conditions expérimentales, à la précontrainte et à la présence du support simulant la main, sur la force maximale de perforation F pour les différents matériaux modèles (NT : non testé; NS : non significatif; NP : non pertinent)

Force F	Élastomère	Élastomère renforcé (tissu)	Tricot enduit d'élastomère	SuperFabric®	TurtleSkin®
Diamètre de l'aiguille		NT			
Angle de la pointe		NT	NS	NS	NT
Nombre de facettes		NT		NS	NT
Taille de l'ouverture du porte-échantillon			NT		NT
Épaisseur de l'échantillon		NT	NT		NT
Dureté du matériau		NT	NT	NT	NT
Vitesse de déplacement		NT			
Angle d'attaque					
Température		NS	NT	NS	NT
Humidité					NT
Lubrifiant		NT	NT	NT	NT
Précontrainte		NP		NP	NP
Support		NT			

Dans ce tableau, une flèche à pente positive indique que l'augmentation du paramètre considéré génère une augmentation de la force maximale de perforation, une flèche à pente négative indique une diminution de la force et une flèche horizontale indique une absence d'effet. Deux grandes catégories de comportement semblent pouvoir être définies. En effet, les élastomères purs et les élastomères renforcés de tissus présentent un comportement relativement similaire face aux différents paramètres étudiés. Il est différent dans certains cas de celui observé pour le tricot enduit de néoprène, le SuperFabric® et le TurtleSkin®, en particulier au niveau de l'effet de l'angle d'attaque et du nombre de facettes. Cette différence pourrait être attribuée au fait que, pour la deuxième catégorie de matériaux, le comportement est contrôlé par la structure textile présente, tandis que le composant élastomère domine le comportement des matériaux de la première catégorie.

4.3 Sélection des gants de protection contre la piqûre par les aiguilles médicales

Dans le cadre de ce projet, la résistance d'une série de gants de protection a été mesurée pour trois types d'agresseurs mécaniques : la piqûre par les aiguilles médicales, la perforation et la coupure. Ces informations peuvent aider au choix d'équipements de protection pour les mains en présence de risques mécaniques potentiels. Cependant, il est important de réaliser que la sélection des gants de protection est un compromis délicat entre les performances face aux différents risques potentiels et les exigences de fonctionnalité et de confort liées à l'utilisateur et aux tâches à effectuer. L'analyse des risques qui précède la sélection des gants doit donc identifier et quantifier l'ensemble des risques en présence : mécaniques, chimiques, électriques, etc. Par ailleurs, les paramètres liés à la fonctionnalité et au confort des gants comme la souplesse, l'adhérence, la dextérité et la sensibilité tactile ont un impact important sur la capacité à exécuter les tâches ainsi que sur la volonté des travailleurs à porter ces gants.

Lorsque l'on tient compte exclusivement de la résistance à la piqûre par les aiguilles, quatre types de construction offrent des performances supérieures aux autres (voir Figure 56 et Tableau 14) : des gants comportant une ou plusieurs couches de SuperFabric®, des gants basés sur la technologie du TurtleSkin®, un gant qui contient une superposition d'un nombre important d'épaisseurs d'un fin tissu en nylon et un autre comprenant un fin treillis métallique inséré entre la doublure et la couche extérieure.

Cependant, ces bonnes performances face à la piqûre par les aiguilles ne sont pas suffisantes. En effet, les tâches qui nécessitent une protection contre la piqûre par les aiguilles peuvent par exemple être associées à différents niveaux d'exigence en termes de dextérité et de sensibilité tactile. Selon le cas, les besoins peuvent être très élevés, en particulier pour la fouille des personnes et l'inspection d'effets personnels et de lieux. À cet égard, une étude complémentaire à celle présentée dans ce rapport et qui concerne l'évaluation en milieu de travail des gants de protection contre la piqûre par les aiguilles est présentée dans un autre rapport [49].

Par ailleurs, dans la majorité des situations, les risques mécaniques en présence sont de nature multiple : la possibilité de piqûre par les aiguilles médicales peut être combinée à des risques de coupure et de perforation. Le Tableau 10 présente les niveaux de classification en termes de

résistance à la coupure et à la perforation selon le protocole 99-114 du NIJ [35] pour les 12 modèles de gants disponibles commercialement les plus performants contre la piqûre par les aiguilles.

Tableau 10 – Résistance contre les agresseurs mécaniques pour les 12 gants sélectionnés. Entre parenthèses, les niveaux de classification selon le protocole 99-114 du NIJ.

#	Manufacturier	Référence	Piqûre (N)	Perforation (N)	Coupure (g)
33	HexArmor	9014	11,04	107 (élevé)	8261 (élevé)
56	Warwick Mills	TWCS-003	9,70	53 (bas)	1908 (élevé)
29	HexArmor	7080	9,50	71 (modéré)	8073 (élevé)
34	HexArmor	4041 NSR	8,97	45 (bas)	4942 (élevé)
55	Warwick Mills	TUS-002	8,44	55 (bas)	2717 (élevé)
28	HexArmor	6044	8,41	50 (bas)	6162 (élevé)
27	HexArmor	4042	6,86	54 (bas)	3852 (élevé)
30	HexArmor	8030	6,29	147 (modéré)	5025 (élevé)
53	Superior	SKLPSMT	4,53	23 (bas)	10793 (élevé)
57	Warwick Mills	TWCS-006	4,21	71 (modéré)	800 (modéré)
31	HexArmor	9005	4,00	38 (bas)	2066 (élevé)
49	Superior	66BRPU	3,40	212 (élevé)	1122 (modéré)

En plus d'une résistance à la piqûre par les aiguilles médicales supérieure par rapport au reste des gants mesurés, certains modèles de gants présentent des niveaux de protection très élevés contre la perforation et la coupure. Cependant, il est également important de considérer l'ensemble des exigences et, en particulier, celles associées à la fonctionnalité et au confort. Par ailleurs, étant donné l'impact à court, à moyen et à long terme lié au port des gants, telle la possibilité d'une fatigue accrue menant éventuellement à des troubles de type musculo-squelettique, il est judicieux de limiter le niveau de protection choisi à celui réellement nécessaire sans chercher à surprotéger.

5. CONCLUSION

Cette étude a permis de mettre au point une méthode pour évaluer la résistance à la piqûre par des aiguilles médicales. Cette méthode consiste à mesurer la force nécessaire pour perforer un matériau avec une aiguille hypodermique qui se déplace perpendiculairement à l'échantillon à une vitesse constante. L'échantillon est maintenu entre deux plaques trouées permettant la déformation libre du matériau pendant l'essai. Une aiguille neuve est utilisée pour chaque essai.

La mise au point de cette méthode a été accomplie à la suite de plusieurs travaux qui ont permis d'approfondir les connaissances sur l'interaction des matériaux avec les aiguilles médicales. En particulier, il a été confirmé que les sondes à bout arrondi utilisées dans les normes de perforation en vigueur pour les vêtements de protection ne permettent pas de reproduire le mécanisme en jeu lors d'une piqûre par une aiguille médicale. Dans le cas de la piqûre, le bord coupant de la pointe provoque une pénétration progressive de l'aiguille dans la membrane et correspond à des valeurs de force beaucoup plus faibles, au contraire de la perforation par les sondes à bout arrondi qui se produit subitement quand le taux de déformation atteint la valeur limite du matériau. Par ailleurs, il a été montré que le processus de piqûre par les aiguilles inclut des contributions importantes de la coupure et de la friction. De fait, la résistance des matériaux à la piqûre par les aiguilles est contrôlée par une énergie de rupture dont la valeur se situe entre l'énergie de coupure et l'énergie de déchirure, en relation avec la valeur du diamètre du bord coupant de la pointe de l'aiguille.

L'étude réalisée dans le cadre de ce projet a permis l'élaboration de deux modèles aux résultats concordants pour le calcul de l'énergie de pré-extension correspondant à une force de précontrainte appliquée pour éliminer la friction dans la détermination de l'énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles. Le premier modèle est basé sur les travaux de Rivlin et Thomas [77] sur la coupure dans les caoutchoucs tandis que le deuxième, beaucoup plus simple, est constitué d'une extension des principes de la mécanique de la rupture élastique linéaire aux matériaux non linéaires.

L'influence de paramètres liés aux aiguilles, au matériau testé et aux conditions expérimentales, a été investiguée à l'aide d'une série de matériaux modèles, des élastomères, des structures textile/élastomère, et des matériaux développés spécialement pour la résistance aux agresseurs mécaniques, à savoir le SuperFabric® et le TurtleSkin®. En particulier, il a été montré avec le néoprène que la variabilité dans les valeurs de force de perforation due aux tolérances dimensionnelles des aiguilles est contrôlée par la distance entre les parois externes de l'aiguille à la transition entre les facettes. Il a par ailleurs été observé que l'usure du tranchant des aiguilles, qui se produit avec tous les matériaux et se traduit par une augmentation de la force de perforation, devient très importante dans le cas des constructions autres que les élastomères purs et nécessite un usage unique des aiguilles comme sonde de perforation. En ce qui concerne l'effet du diamètre et de l'angle de la pointe de l'aiguille, une augmentation de la force de perforation a été mesurée avec tous les matériaux. Dans le cas de l'effet du nombre de facettes, une augmentation de la force pour les aiguilles à trois facettes par rapport à celles à une facette a été observée pour le néoprène. Au contraire, la force diminue dans le cas du tricot enduit en raison de l'interaction entre l'aiguille et les mailles du tricot.

En ce qui concerne l'influence globale du matériau testé, deux grandes catégories ont pu être établies : les matériaux dont le comportement est dicté par le support textile (tricot enduit, SuperFabric®, TurtleSkin®) et ceux qui se comportent comme des élastomères. Au niveau de la résistance à la piqûre par les aiguilles, le SuperFabric® et le TurtleSkin® offrent des niveaux de performance très supérieurs aux élastomères et aux tricots enduits.

Il a été démontré que la force de perforation augmente d'une façon régulière avec l'épaisseur du matériau. Dans le cas des élastomères, il a été possible d'associer la forme de la variation de la force de perforation en fonction de l'épaisseur de l'échantillon au profil elliptique de la surface de rupture créée par l'aiguille. En ce qui concerne la dureté du matériau, une augmentation de la force a été mesurée pour les élastomères et attribuée à la contribution de la coupure au mécanisme de piqûre par les aiguilles.

En ce qui a trait à l'influence des conditions expérimentales, la force de perforation mesurée augmente avec la vitesse. Il a été aussi observé que la taille de l'ouverture du porte-échantillon n'affecte pas de manière significative la force de perforation dans le domaine étudié. Par ailleurs, il a été montré que l'effet de l'angle d'attaque de l'aiguille dans le cas des élastomères se traduit plutôt par l'effet de l'épaisseur du matériau effectivement traversée par l'aiguille. Pour les matériaux dont le comportement est contrôlé par le support textile, aucune modification de la force en fonction de l'angle d'attaque n'a été mesurée. Au niveau de la température et de l'humidité, des variations négligeables de la force de perforation dans les zones d'intérêt physiologique ont été enregistrées pour l'ensemble des matériaux.

Des tests ont également été menés pour simuler les conditions réelles d'utilisation des gants en milieu de travail. Par exemple, il a été observé que l'application d'un lubrifiant peut réduire de manière importante la résistance des matériaux à la piqûre par les aiguilles médicales. Dans le cas de l'application d'une précontrainte représentative de la déformation des gants lorsqu'ils sont portés, une réduction importante de la force de perforation des élastomères a été mesurée. Par contre, aucun effet significatif de la présence d'un support simulant la main sous le gant n'a été observé, ce qui s'explique par la nature locale et sans déformations importantes du mécanisme de piqûre par les aiguilles.

La résistance à la piqûre par des aiguilles médicales de calibre 25G a été mesurée pour 58 modèles de gants de protection par la méthode mise au point dans cette étude. Quatre structures semblent les plus performantes: 1) des modèles de gants comportant une ou plusieurs couches de SuperFabric® qui est composé de petites plaques dures juxtaposées sur un support textile; 2) ceux basés sur la technologie du TurtleSkin® qui consiste en un tissage très fin de fibres d'aramide; 3) un modèle contenant la superposition d'un nombre important d'épaisseurs d'un fin tissu en nylon; et 4) un autre ayant un fin treillis métallique inséré entre la doublure et la couche extérieure. Étant donné que la plupart des situations en milieu de travail impliquent la présence de plusieurs agresseurs mécaniques, des mesures complémentaires de résistance à la perforation et à la coupure selon les normes en vigueur ont également été réalisées afin de guider l'utilisateur dans son choix.

Finalement, les résultats de ce projet ont contribué aux travaux du comité F-23 de l'ASTM en vue de l'élaboration d'une nouvelle méthode d'essai normalisée de résistance des vêtements de protection à la piqûre par les aiguilles médicales. En particulier, une collaboration a été établie

avec le groupe de travail WK15392 qui s'est largement inspiré des résultats de cette étude pour alimenter ses réflexions. Cette méthode permettra le développement de produits plus performants par les manufacturiers et réduira ainsi les cas de blessure par piqûre par des aiguilles médicales et le potentiel de transmission de maladies qui leur est associé.

6. RECOMMANDATIONS

Travaux futurs

Dans la méthode d'essai normalisée qui est actuellement en développement dans le groupe de travail du comité F-23 de l'ASTM, il est proposé d'utiliser l'un ou l'autre des trois calibres d'aiguille 21G, 25G ou 28G. Cependant, le choix d'une dimension unique d'aiguille aurait l'avantage de permettre la comparaison de la résistance des gants entre eux et de faciliter ainsi le processus de sélection des gants par les utilisateurs. À la lumière des résultats obtenus dans ce projet, il est suggéré d'utiliser une aiguille 25G (0,5 mm de diamètre) comme sonde de perforation étant donnée la variation régulière de la force maximale de perforation en fonction du diamètre de l'aiguille pour les matériaux étudiés. De plus, elle correspond à l'une des tailles d'aiguilles les plus fréquemment rencontrées dans les milieux de travail concernés. En ce qui concerne les aiguilles plus fines telles que 28G ou 29G, elles ne parviennent pas toujours à pénétrer certains types de matériaux. Elles sont également plus difficiles à manipuler, car beaucoup plus courtes. Cependant, afin de vérifier l'influence du diamètre de l'aiguille sur la classification de la résistance à la piqûre des gants, des essais sur un plus grand nombre de matériaux de gants de protection seraient souhaitables.

Par ailleurs, le domaine de vitesses de déplacement de la sonde couvert dans le cadre de ce projet a été limité à 500 mm/min en raison de la capacité maximale des machines d'essai mécanique disponibles. Cependant, cette valeur est considérablement inférieure aux vitesses de saisie rapide par une main adulte et aux vitesses de poignardage, qui se situent entre 250 et 600 m/min. Afin de vérifier la pertinence des valeurs de résistance à la piqûre mesurées à 500 mm/min par rapport aux cas réels de blessure par des aiguilles, il serait important de réaliser des tests aux vitesses caractéristiques du mouvement de la main en saisie et en impact. Ces expériences nécessiteront le développement d'un banc d'essai de type impact dont la capacité en énergie soit adaptée au domaine de charge correspondant à la piqûre par les aiguilles médicales, soit beaucoup plus faible que les machines d'impact traditionnelles. En plus de modifier les valeurs de force maximale de perforation, il est également possible que les mécanismes en jeu dans le processus de piqûre par les aiguilles médicales diffèrent dans le régime de vitesses de type impact, en raison notamment de la nature viscoélastique du comportement des matériaux de gants de protection.

Les valeurs de force maximale de perforation par les aiguilles obtenues pour les différents modèles de gants de protection se sont révélées très faibles par rapport à ce qui est généralement enregistré dans le cas de la perforation par les sondes normalisées. Des progrès devraient donc être réalisés pour offrir des gants de protection présentant une meilleure résistance à la piqûre par les aiguilles médicales. Les connaissances acquises au cours de ce projet pourront aider les manufacturiers de gants de protection à développer des matériaux ayant une résistance accrue aux aiguilles médicales. Il s'agit notamment de la contribution majeure de la coupure et de la friction dans le processus de piqûre par les aiguilles médicales. Il sera également indispensable que cette amélioration des performances en protection ne se fasse pas au détriment des caractéristiques de fonctionnalité et de confort, en particulier la dextérité et la sensibilité tactile.

Pour les utilisateurs

Quatre types de structure ont démontré des propriétés de résistance à la piqure par les aiguilles médicales supérieures aux autres matériaux. Il s'agit d'une part de gants commercialisés par la compagnie HexArmor qui contiennent une ou plusieurs couches de SuperFabric®. Une deuxième série de gants est basée sur la technologie TurtleSkin® de Warwick Mills. Finalement, la compagnie Superior a développé deux types de solution démontrant des résultats intéressants, soit un modèle de gant qui inclut plusieurs épaisseurs d'un tissu très fin en nylon et un autre comprenant un fin treillis métallique. Ces gants ont généralement démontré aussi de bons niveaux de résistance contre la coupure et la perforation. Le choix du modèle de gants approprié devra également tenir compte, entre autres, des exigences de fonctionnalité (dextérité, sensibilité tactile, ...) associées aux tâches auxquelles ils sont destinés.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 Commission de la santé et de la sécurité du travail (2008), Dépôt de données central et régional (DDCR), Données de 2003 à 2005 mise à jour au 1er juillet de l'année x+3, Traitement des données par l'IRSST, 23 octobre 2008, Montréal, QC.
- 2 Mackenzie, K., & Peters, M. (2000). Handedness, hand roles, and hand injuries at work. *Journal of Safety Research*, 31(4), 221-227.
- 3 Berguer, R., & Heller, P. J. (2004). Preventing sharps injuries in the operating room. *Journal of the American College of Surgeons*, 199(3), 462-467.
- 4 Jagger, J., Bentley, M. & Tereskerz, P.M. (1998). Patterns and prevention of blood exposure in operating room personnel: a multi-center study. *Advances in Exposure Prevention*, 3, 61-71.
- 5 Buster, E. H. C. J., van der Eijk, A. A., & Schalm, S. W. (2003). Doctor to patient transmission of hepatitis B virus: implications of HBV DNA levels and potential new solutions. *Antiviral research*, 60(2), 79-85.
- 6 Rabussay, D., & Korniewicz, D. M. (1997). The risks and challenges of surgical glove failure. *AORN Journal*, 66(5), 867,869-867,888.
- 7 Fry, D. E. (2005). Occupational blood-borne diseases in surgery. *American journal of surgery*, 190(2), 249-254.
- 8 Noël, L., & Bédard, A. (2005). Les risques de transmission d'infections liés à la présence de seringues et d'aiguilles à des endroits inappropriés. Institut National de Santé Publique du Québec, 16 p.
- 9 Occupational Safety and Health Administration. (2009). Bloodborne pathogens and needlestick prevention - Hazard recognition, from www.osha.gov
- 10 Dupont, M., & Thibodeau, P. (2000). Exposition au sang et aux autres liquides biologiques - Système de réponse régionale - Centres de référence Prophylaxie Post Exposition (PPE) Montréal-Centre: Rapport d'implantation d'un projet-pilote. Direction de la Santé Publique. 25 p.
- 11 Pagane, J., Chanmugam, A., Kirsch, T., & Kelen, G. D. (1996). New York City police officers incidence of transcutaneous exposures. *Occupational medicine (Oxford, England)*, 46(4), 285-288.
- 12 Hewett, D. J. (1993). Communication personnelle.
- 13 O'Leary, F. M., & Green, T. C. (2003). Community acquired needlestick injuries in non-health care workers presenting to an urban emergency department. *Emergency medicine (Fremantle, W.A.)*, 15(5-6), 434-440.
- 14 National Fire Protection Association. (2003). NFPA 1999 - Standard on protective clothing for emergency medical operations: US Standards Council.
- 15 National Institute of Justice. (2001). A comparative evaluation of protective gloves for law enforcement and corrections applications. *National Law Enforcement and Corrections Technology Center Bulletin*, October.

- 16 Krikorian, R., Lozach-Perlant, A., Ferrier-Rembert, A., Hoerner, P., Sonntag, P., Garin, D., et al. (2007). Standardization of needlestick injury and evaluation of a novel virus-inhibiting protective glove. *Journal of Hospital Infection*, 66(4), 339-345.
- 17 Korniewicz, D. M., & Rabussay, D. P. (1997). Surgical glove failures in clinical practice settings. *AORN Journal*, 66(4), 660-668.
- 18 Hansen, K. N., Korniewicz, D. M., Hexter, D. A., Kornilow, J. R., & Kelen, G. D. (1998). Loss of glove integrity during emergency department procedures. *Annals of Emergency Medicine*, 31(1), 65-72.
- 19 Manson, T. T., Bromberg, W. G., Thacker, J. G., McGregor, W., Morgan, R. F., & Edlich, R. F. (1995). A new glove puncture detection system. *The Journal of emergency medicine*, 13(3), 357-364.
- 20 Rabussay, D., & Korniewicz, D. M. (1997). Improving glove barrier effectiveness. *AORN Journal*, 66(6), 1043-1060,1063.
- 21 Tanner, J., & Parkinson, H. (2002). Double gloving to reduce surgical cross-infection. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*(3), CD003087.
- 22 Gonzalez-Bayon, L., Gonzalez-Moreno, S., & Ortega-Perez, G. (2006). Safety considerations for operating room personnel during hyperthermic intraoperative intraperitoneal chemotherapy. *European Journal of Surgical Oncology*, 32(6), 619-624.
- 23 Avery, C. M., Gallagher, P., & Birnbaum, W. (1999). Double gloving and a glove perforation indication system during the dental treatment of HIV-positive patients: are they necessary? *British dental journal*, 186(1), 27-29.
- 24 Edlich, R. F., Wind, T. C., Heather, C. L., & Thacker, J. G. (2003). Reliability and performance of innovative surgical double-glove hole puncture indication systems. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 13(2), 69-83.
- 25 Edlich, R. F., Wind, T. C., Hill, L. G., & Thacker, J. G. (2003). Resistance of double-glove hole puncture indication systems to surgical needle puncture. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 13(2), 85-90.
- 26 Leslie, L. F., Woods, J. A., Thacker, J. G., Morgan, R. F., McGregor, W., & Edlich, R. F. (1996). Needle puncture resistance of surgical gloves, finger guards, and glove liners. *Journal of Biomedical Materials Research*, 33(1), 41-46.
- 27 Suttie, S. A., Robinson, S., Ashcroft, G. P., & Hutchison, J. D. (2005). Current practice in the management of high-risk orthopaedic trauma patients in Scotland. *Injury Extra*, 36(4), 59-63.
- 28 Higher Dimension Medical. SuperFabric. Retrieved 26 sept 06, 2006, from www.superfabric.com
- 29 Safety First Aid. TurtleSkin Gloves: Protection in any environment. Retrieved 15 oct 06, 2006, from www.turtleskin.com
- 30 Jackson, E. M., Wenger, M. D., Neal, J. G., Thacker, J. G., & Edlich, R. F. (1998). Inadequate standard for glove puncture resistance: allows production of gloves with limited puncture resistance. *The Journal of emergency medicine*, 16(3), 461-465.

- 31 Jagger, J., Hunt, E. H., Brand-Elnaggar, J., & Pearson, R. D. (1988). Rates of needle-stick injury caused by various devices in a university hospital. *The New England journal of medicine*, 319(5), 284-288.
- 32 Vu-Khanh, T., Nga Vu, T. B., Nguyen, C. T., & Lara, J. (2005). Gants de protection: Étude sur la résistance des gants aux agresseurs mécaniques multiples. *Études et recherches /Rapport R-424*. Institut Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal. 74 p.
- 33 Nguyen, C. T., Vu-Khanh, T., & Lara, J. (2005). A study on the puncture resistance of rubber materials used in protective clothing. *Journal of ASTM International*, 2(4), 245-258.
- 34 American Society for Testing and Materials. (2005). Standard Test Method for Protective Clothing Material Resistance to Puncture (ASTM F 1342-05). ASTM International.
- 35 Fatah, A. A. (1999). Test protocol for comparative evaluation of protective gloves for law enforcement and corrections applications NIJ Test Protocole 99-114. National Institute of Justice, Office of Science and Technology, US Department of Justice. 9 p.
- 36 Fisher, M. D., Reddy, V. R., Williams, F. M., Lin, K. Y., Thacker, J. G., & Edlich, R. F. (1999). Biomechanical performance of powder-free examination gloves. *The Journal of emergency medicine*, 17(6), 1011-1018.
- 37 Lara, J. (1995). La résistance des gants à la coupure - Développement d'une méthode d'essai. *Études et recherches /Rapport R-103*. Institut Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal. 28 p.
- 38 American Society for Testing and Materials. (2005). Standard Test Method for Measuring Cut Resistance of Materials Used in Protective Clothing. ASTM F 1790-05. ASTM International.
- 39 International Organization for Standardization. (1999). Protective clothing - Mechanical properties - Determination of resistance to cutting by sharp objects. ISO 13997.
- 40 Vu, T. B. N., Vu-Khanh, T., & Lara, J. (2005). Progress in the characterization of the cutting resistance of protective materials. *Journal of ASTM International*, 2(5), 399-413.
- 41 Vu Thi, B. N., Vu-Khanh, T., & Lara, J. (2005). Effect of friction on cut resistance of polymers. *Journal of Thermoplastic Composite Materials*, 18(1), 23-36.
- 42 Lara, J. (1992). Développement d'une méthode d'évaluation de la résistance à la perforation des gants de protection. *Études et recherches /Rapport R-059*. Institut Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal. 30 p.
- 43 Nguyen, C. T., & Vu-Khanh, T. (2004). Mechanics and mechanisms of puncture of elastomer membranes. *Journal of Materials Science*, 39(24), 7361-7364.
- 44 Nguyen, C. T., Vu-Khanh, T., & Lara, J. (2004). Puncture characterization of rubber membranes. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*, 42(1), 25-33.
- 45 Chadwick, R. G. (2004). Comparison of nitrile and latex examination gloves. *British dental journal*, 196(11), 685-685.
- 46 Patel, H. B., Fleming, G. J. P., & Burke, F. J. T. (2004). Puncture resistance and stiffness of nitrile and latex dental examination gloves. *British dental journal*, 196(11), 695-700.

- 47 Abolhassani, N., Patel, R., & Moallem, M. (2007). Needle insertion into soft tissue: A survey. *Medical Engineering and Physics*, 29(4), 413-431.
- 48 Shergold, O. A., & Fleck, N. A. (2004). Mechanisms of deep penetration of soft solids, with application to the injection and wounding of skin. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 460(2050), 3037-3058.
- 49 Gauvin, C., Lara, J. (soumis, octobre 2011). Évaluation par les travailleurs de la dextérité, de la sensibilité tactile et du confort des gants résistants aux piqûres d'aiguilles. Institut Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal.
- 50 Sundstrom, A., & Fatah, A. (2002). Results of comparative evaluation of protective gloves for law enforcement and corrections applications: Cut-resistance test results, Tear-resistance test results, Puncture-resistance test results, from <http://www.nlectc.org/testing/gloves.html>
- 51 Kuwahara, Y., Shima, Y., Shirayama, D., Kawai, M., Hagihara, K., Hirano, T., et al. (2008). Quantification of hardness, elasticity and viscosity of the skin of patients with systemic sclerosis using a novel sensing device (Vesmeter): a proposal for a new outcome measurement procedure. *Rheumatology (Oxford, England)*, 47(7), 1018-1024.
- 52 Annual number of syringes supplied by NASEN to their participating SEPs in 2008. J. Cronin. Communication personnelle, Janvier 2009.
- 53 Lara J., Gauvin C., Robinson D. Improvements to the ISO 13997 cut test method, Proceeding of the 4th European Conference on Protective Clothing (ECPC) and Nokobetef 9, Protective Clothing: Performance and Protection, Papendal, Arnhem, The Netherlands, June 10-12, 2009, p.28.
- 54 Lake, G. J., & Yeoh, O. H. (1978). Measurement of rubber cutting resistance in the absence of friction. *International Journal of Fracture*, 14(5), 509-526.
- 55 Lake, G. J., & Yeoh, O. H. (1987). Effect of crack tip sharpness on the strength of vulcanized rubbers. *Journal of Polymer Science, Part B (Polymer Physics)*, 25(6), 1157-1190.
- 56 Gent, A. N., Lai, S. M., Nah, C., & Wang, C. (1994). Viscoelastic effects in cutting and tearing rubber. *Rubber Chemistry and Technology*, 67(4), 610-618.
- 57 Kilwon, C., & Daeho, L. (1998). Viscoelastic effects in cutting of elastomers by a sharp object. *Journal of Polymer Science, Part B (Polymer Physics)*, 36(8), 1283-1291.
- 58 Tung Ha, A., & Toan, V.-K. (2004). Thermoxidative aging effects on mechanical performances of polychloroprene. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, 27(6), 753-761.
- 59 Vu Thi, B. N. (2004). Mécanique et mécanisme de la coupure des matériaux de protection. Thèse de doctorat, Université de Sherbrooke, 116 p.
- 60 Thomas, A. G. (1955). Rupture of rubber. II. The strain concentration at an incision. *Journal of Polymer Science*, 18(88), 177-188.
- 61 Lara, J., Nelisse, N. F., Cote, S., & Nelisse, H. J. (1992). Development of a method to evaluate the puncture resistance of protective clothing materials. Paper presented at the

- Symposium on Performance of Protective Clothing: Fourth Volume, Jun 18-20 1991, Montreal, Que, Can.
- 62 American Society for Testing and Materials. (2005). Standard test method for rubber property - Durometer hardness. ASTM D2240-05. ASTM International.
 - 63 McGuire, B. J., Sorrells, J. R., & Moore, J. D. (1973). Resistance of human skin to puncture and laceration. NBSIR 73-123. U.S. Department of Commerce, NTIS Springfield, VA
 - 64 Horsfall, I., Watson, C., Champion, S., Prosser, P., & Ringrose, T. (2005). The effect of knife handle shape on stabbing performance. *Applied Ergonomics*, 36(4 SPEC ISS), 505-511.
 - 65 Koralek, A.S., (2005). Communication personnelle.
 - 66 Sullivan, P. J., & Mekjavic, I. B. (1992). Temperature and humidity within the clothing microenvironment. *Aviation, space, and environmental medicine*, 63(3), 186-192.
 - 67 Purvis, A. J., & Cable, N. T. (2000). The effects of phase control materials on hand skin temperature with gloves of soccer goalkeepers. *Ergonomics*, 43(10), 1480-1488.
 - 68 Gent, A. N. (2001). *Engineering with rubber: How to design rubber components*: Hanser Publisher, Munich; HanserGardner Publications, Inc., Cincinnati.
 - 69 Burlett, D. J. (2004). Thermal techniques to study complex elastomer/filler systems. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 75(2), 531-544.
 - 70 Williams, M. L., Landel, R. F., & Ferry, J. D. (1955). The temperature dependance of relaxation mechanisms in amorphous polymers and other glass-forming liquids. *Journal of the American Chemical Society*, 77(14), 3701-3707.
 - 71 Ha-Anh, T. (2007). Influence du vieillissement thermo-oxydatif sur les comportements mécaniques du polychloroprène. Thèse de doctorat, Université de Sherbrooke.
 - 72 Rossi, R. (2003). Fire fighting and its influence on the body. *Ergonomics*, 46(10), 1017-1033.
 - 73 Edwards, D. C. (1985). Water absorption phenomena in elastomers. *elastomerics*, 117(10), 25-30.
 - 74 Morton, W. E., & Hearle, J. W. S. (1975). *Physical properties of textile fibers*. Manchester: The Textile Institute.
 - 75 Nguyen, C. T., Dolez, P. I., Vu-Khanh, T., Gauvin, C. & Lara, J. (sous presse). Effect of protective glove use conditions on their resistance to needle puncture. *Plastics, Rubber and Composites: Macromolecular Engineering*.
 - 76 Felbeck, D. K., & Atkins, A. G. (1996). *Strength and Fracture of Engineering Solids*. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall.
 - 77 Rivlin, R. S., & Thomas, A. G. (1953). Rupture of rubber. I. Characteristic energy for tearing. *Journal of Polymer Science*, 10(3), 291-318.

- 78 Greensmith, H. W. (1963). Rupture of rubber. X. The change in stored energy on making a small cut in a test piece held in simple extension. *Journal of Applied Polymer Science*, 7(3), 993-1002.

ANNEXE A : MODÈLES DE GANTS TESTÉS

Tableau 11 – Liste des 58 modèles de gants testés

#	Manufacturier	Référence	Modèle
1	Ansell	11-500	HyFlex CR
2	Ansell	11-501	HyFlex CR + Intercept
3	Ansell	11-627	HyFlex CR2
4	Ansell	70-982	The Duke
5	Atlas	620	Vinylove
6	Atlas	KV300	
7	Atlas	KV350	
8	Best	55	Natural Latex Rubber HD
9	Best	660	CPV
10	Best	2912	Nitri Seal
11	Best	4560	Zorb IT Ultimate
12	Best	4811	Skinny Dip Aramid
13	Best	4900	Nitri Flex Aramid
14	Best	5900	Nitri Flex Ultimate
15	Best	65NFW	Original Nitty Gritty
16	Best	66NFW	Original Nitty Gritty
17	Best	6781R	Insulated Neo Grab
18	Best	68NFW	Original Nitty Gritty
19	Best	95NFW	Insulated Nitty Gritty
20	Hakson	3000C	
21	Hakson	9000C	
22	Hakson	9000G	
23	Hakson	NPG150	
24	Hatch	PPG1	
25	Hatch	SB4000	Friskmaster max
26	Hatch	SGK100	Street Guard
27	HexArmor	4042	HiDex NSR Leather
28	HexArmor	6044	PointGuard X
29	HexArmor	7080	SharpsMaster™
30	HexArmor	8030	
31	HexArmor	9005	
32	HexArmor	9006	
33	HexArmor	9014	Sharpsmaster II™
34	HexArmor	4041	HiDex NSR
35	Marigold Industrial	VHP Plus	Comacier VHP Plus
36	Marigold Industrial	PGK10	PGK10
37	Masley	Cugni-TC	
38	Masley	F1SG	
39	Masley	ICWG	
40	Masley	UA1	
41	North	62/7506	Grip N Kevlar
42	North	LA258	Nitri-Guard
43	North	NFK13	Nitri Task Plus
44	North	NFK14	Duro Task Plus

45	North	NK803	NitriKnit
46	North	T-201	Blue Tuff
47	North	T431	Rough Tuff
48	North	T65FWG	Grip Task
49	Superior	66BRPU	Heavy-Duty CrewMate™ Fitters Glove
50	Superior	MXBD	
51	Superior	MXBL	
52	Superior	MXSF	
53	Superior	SKLPSMT	Triple Play' Action Steel mesh glove
54	Warwick Mills	001	NYDoCS
55	Warwick Mills	TUS-002	TurtleSkin Search TWCS-002
56	Warwick Mills	TWCS-003	TurtleSkin Special Ops
57	Warwick Mills	TWCS-006	TurtleSkin Duty
58	Warwick Mills	007	Patrol

ANNEXE B : PARAMÈTRES GOUVERNANT LE MÉCANISME DE PIQÛRE PAR LES AIGUILLES

La Figure 61 présente un zoom de la courbe force-déplacement sur l'intervalle entre le début de la pénétration de l'aiguille dans le matériau (position I sur la Figure 10) et le moment où la pointe de l'aiguille atteint la face inférieure de l'échantillon (position X sur la Figure 10). Les données en termes de déplacement ont été converties en valeurs de profondeur de la fissure créée dans l'épaisseur du matériau par l'aiguille selon le schéma en encart à la Figure 61.

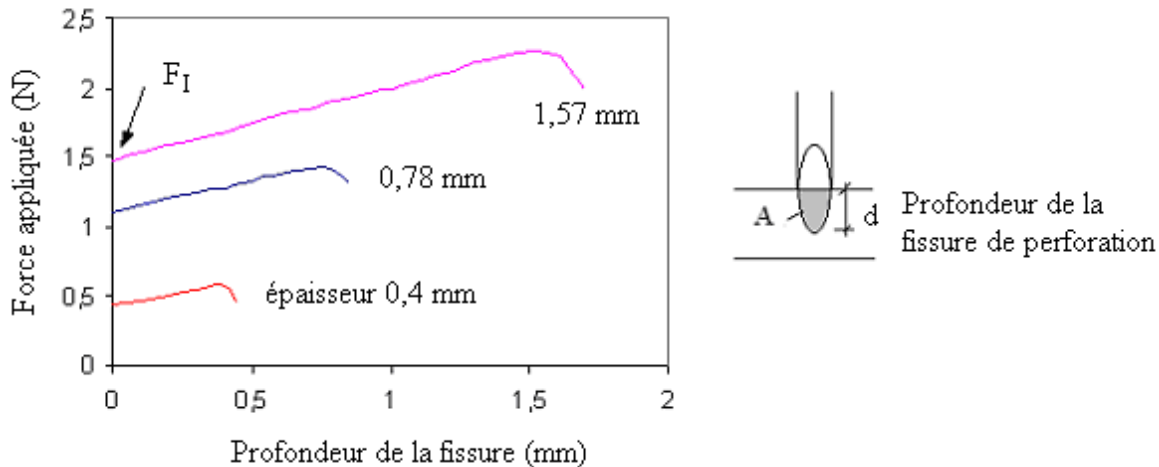


Figure 61 – Variation de la force appliquée en fonction de la profondeur de la fissure pour trois épaisseurs de néoprène (0,4, 0,8 et 1,6 mm), des aiguilles 25G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min

Il apparaît que, dans le cas du néoprène, la force de perforation varie de manière linéaire avec la profondeur de la fissure lors de sa création par le bord coupant de la pointe de l'aiguille. De plus, la pente de cette droite est indépendante de l'épaisseur de l'échantillon sur l'intervalle étudié, c'est-à-dire entre 0,4 et 1,6 mm. Un tel comportement peut être rapproché de ce qui a été rapporté pour la force de friction dans les tests de coupure du néoprène, avec une variation linéaire de celle-ci en fonction de l'épaisseur de l'échantillon coupé [32].

La variation de la force correspondant à l'initiation de la fissure, c'est-à-dire à la position I, en fonction de l'épaisseur de la membrane de néoprène testée est présentée à la Figure 62. Une augmentation de cette force en fonction de l'épaisseur de l'échantillon est observée. Ce résultat indique que, même si, à l'initiation, seule la surface de l'échantillon est pénétrée, la déformation locale de l'échantillon sous la pointe de l'aiguille doit atteindre une certaine valeur critique pour que la fissure soit créée. Pour les échantillons plus épais, une force plus importante est nécessaire pour atteindre un même niveau de déformation.

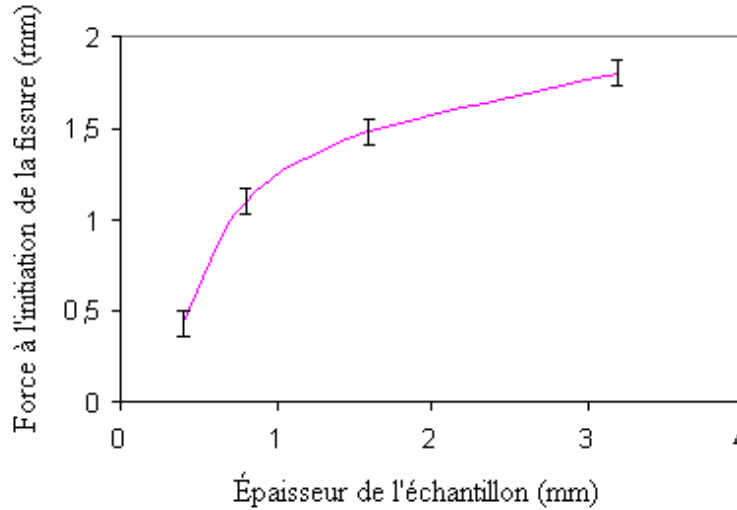


Figure 62 – Variation de la force à l'initiation de la fissure (position I dans la Figure 10 à la page 22) en fonction de l'épaisseur de néoprène avec des aiguilles 25G et une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min

Étant donnée la présence de bords coupants au niveau de la pointe des aiguilles médicales et le comportement de pénétration graduelle observé, le phénomène de piqure par les aiguilles a été associé à un processus de coupure [32,33]. Dans la littérature, la coupure a été liée à l'énergie de rupture du matériau [55,57]. De la même façon, les principes d'équilibre énergétique décrits par la mécanique de la rupture sont appliqués pour le calcul de l'énergie nécessaire pour la création d'une nouvelle surface de rupture, soit l'énergie de rupture G_s [76]:

$$G_s = -\left(\frac{\partial U}{\partial A}\right) \approx -\frac{\Delta U}{\Delta A} \quad \text{Équation 6}$$

Où ΔU est le changement dans l'énergie de déformation correspondant au changement de la surface de rupture ΔA . Dans le cas de la piqure par les aiguilles médicales, la surface de rupture créée dans le matériau est elliptique (Figure 11, page 23).

En pratique, ΔU peut être mesuré à partir des courbes force-déplacement : lorsque la perforation a atteint une certaine profondeur dans l'échantillon, correspondant à une surface de rupture A_i , l'aiguille est remontée de manière à obtenir une courbe de retour. La Figure 63 illustre de quelle manière la variation de l'énergie de déformation ΔU est calculée par soustraction des énergies libérées correspondant aux différentes profondeurs de pénétration de l'aiguille. Les variations de l'énergie de déformation - ΔU_{ij} correspondant aux changements de la surface de rupture ΔA_{ij} sont donc données par:

$$-\Delta U_{ij} = U_i - U_j \quad \Delta A_{ij} = A_i - A_j \quad \text{Équation 7}$$

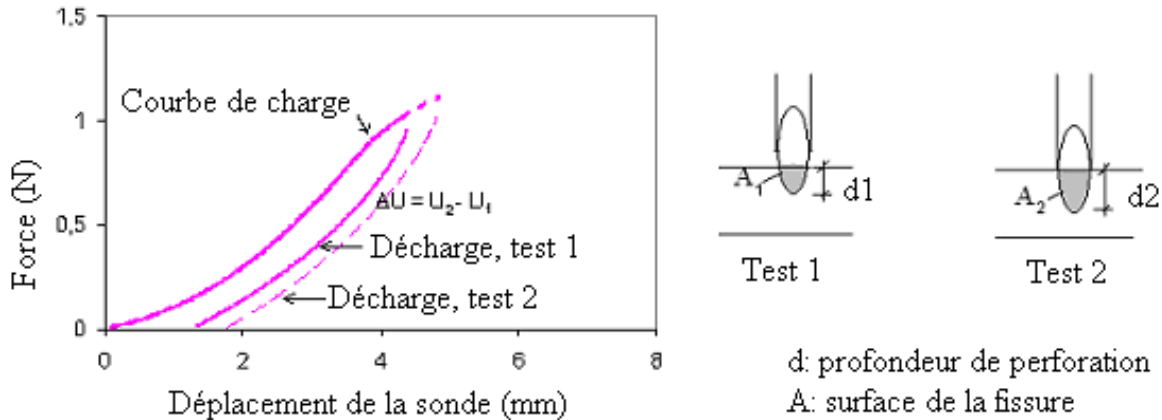


Figure 63 – Méthode de détermination de la variation de l'énergie de déformation correspondant aux différentes profondeurs de perforation de l'aiguille

Des tests selon cette méthode ont été réalisés avec le même échantillon et la même aiguille (afin de limiter la variabilité due à la sonde et au matériau) pour des profondeurs de pénétration différentes. Ils fournissent les différentes valeurs de l'énergie libérée : $-U_1$, $-U_2$, ... correspondant à différentes valeurs de la surface de rupture, A_1 , A_2 , ..., mesurée par microscopie optique (voir Figure 11 page 23). La Figure 64 présente la variation de l'énergie de perforation mesurée G_s en fonction de la profondeur de la fissure pour différentes épaisseurs de néoprène. Les résultats suggèrent une légère augmentation de G_s avec la profondeur de pénétration, c'est-à-dire avec la propagation de la fissure. Par analogie avec ce qui avait été observé dans le cas de l'étude de la résistance des élastomères à la coupure [41], cette augmentation peut éventuellement être attribuée à un phénomène de friction entre l'aiguille et la surface de la fissure créée dans le matériau.

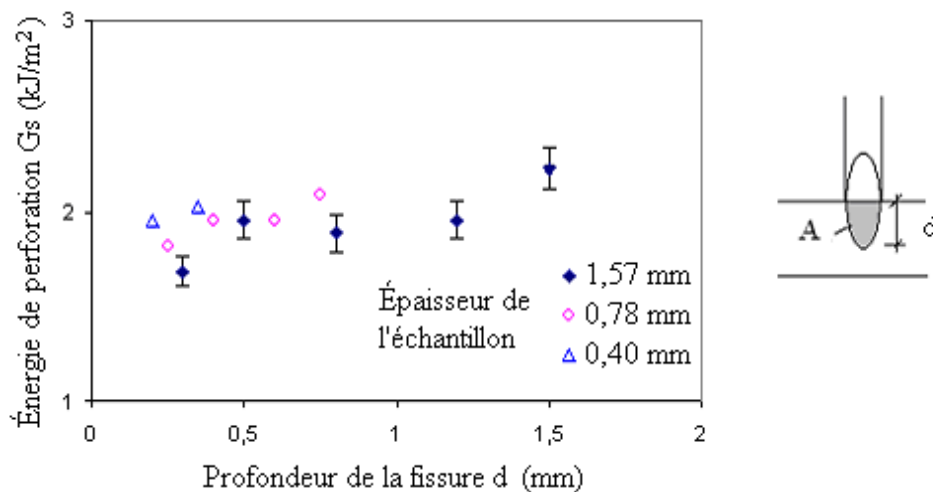


Figure 64 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de la profondeur de la fissure pour trois épaisseurs de néoprène avec une aiguille 23G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min

Une première approximation de l'énergie de rupture à initiation de la fissure par l'aiguille peut être obtenue par extrapolation à profondeur de pénétration nulle $d = 0$ des énergies de perforation

G_s présentées dans la Figure 64. Le Tableau 12 présente les résultats d'une telle extrapolation pour trois diamètres d'aiguille médicale à trois facettes (28G (0,35 mm), 25G (0,50 mm) et 23G (0,65 mm)) et deux épaisseurs de néoprène (0,40 et 1,6 mm). Les résultats semblent suggérer une valeur constante de l'énergie de rupture à initiation de fissure. Cependant, la possibilité de l'existence d'une contribution de la friction, qui a été rapportée pour la coupure [41], ne peut être ignorée et doit être considérée.

Tableau 12 – Énergies de rupture par piqûre extrapolées pour trois diamètres d'aiguille à trois facettes (23G, 25G et 28G) et deux épaisseurs de néoprène (0,4 et 1,6 mm) (vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min, écart-type entre parenthèses)

Énergie de rupture extrapolée G_s (kJ/m ²)		Diamètre de l'aiguille		
		28G (0,35 mm)	25G (0,50 mm)	23G (0,65 mm)
Épaisseur du néoprène	0,4 mm	1,7 (0,3)	1,9 (0,4)	1,8 (0,3)
	1,6 mm	1,8 (0,3)	1,7 (0,2)	1,7 (0,4)

Dans le but de vérifier l'importance de la contribution de la friction au phénomène de piqûre par les aiguilles médicales et à l'énergie de perforation, un lubrifiant (BP™) a été vaporisé sur des aiguilles avant leur utilisation comme sonde de perforation. Le Tableau 13 présente les résultats obtenus en terme d'énergie de rupture extrapolée à la fois avec et sans lubrifiant pour trois diamètres d'aiguille médicale à trois facettes et deux matériaux élastomères, un néoprène de 1,6 mm d'épaisseur et un nitrile de 0,8 mm d'épaisseur (échantillons découpés dans un gant en nitrile). Les valeurs d'énergie de rupture sont réduites suite à l'usage du lubrifiant, ce qui confirme l'hypothèse d'une contribution de la friction au processus de piqûre par les aiguilles médicales. Cependant, comme le montrent les valeurs croissantes de l'énergie de rupture en fonction du diamètre des aiguilles pour le nitrile, l'effet de la friction ne semble pas être complètement éliminé par l'usage du lubrifiant.

Tableau 13 – Énergies de rupture par la piqûre extrapolées avec et sans lubrifiant, pour trois diamètres d'aiguille médicale à trois facettes (23G, 25G et 28G) et deux matériaux (néoprène 1,6 mm et gant en nitrile 0,8 mm) (vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min, écart-type entre parenthèses)

Énergies de rupture extrapolées G_s (kJ/m ²)		Diamètre de l'aiguille		
		28G (0,35 mm)	25G (0,50 mm)	23G (0,65 mm)
Néoprène (1,6 mm)	Sans lubrifiant	1,8 (0,3)	1,7 (0,2)	1,7 (0,4)
	Avec lubrifiant	1,6 (0,2)	1,6 (0,3)	1,5 (0,3)
Gant en nitrile (0,8 mm)	Sans lubrifiant	3,8 (0,7)	4,1 (0,6)	4,2 (0,8)
	Avec lubrifiant	3,6 (0,6)	3,7 (0,5)	4,0 (0,7)

ANNEXE C : CALCUL DE L'ÉNERGIE DE RUPTURE ASSOCIÉE À LA PIQÛRE PAR LES AIGUILLES

Cette annexe donne le détail de la démarche et des calculs permettant la détermination de l'énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles médicales selon la technique de la pré-extension.

C.1 Principe de l'approche

Le schéma du montage développé pour appliquer la pré-extension est illustré à la Figure 65. L'échantillon est déformé en longueur et la force de perforation est appliquée dans l'axe de l'épaisseur, c'est-à-dire perpendiculairement à la pré-extension. Ainsi que mentionné par Lake et Yeoh [54,55], cette configuration peut éventuellement produire un effet hors plan. Cependant, étant donné que les forces de perforation sont plus d'un ordre de grandeur plus faibles que les valeurs de précontrainte correspondant à la pré-extension appliquée, cet effet ne peut qu'être mineur.

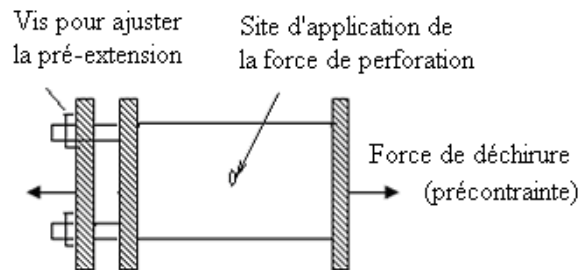


Figure 65 – Montage du porte-échantillon conçu pour l'application d'une pré-extension sur des échantillons soumis à la piqûre par les aiguilles médicales

La Figure 66 illustre les effets de l'application de cette pré-extension sur la variation de la force de perforation appliquée par l'aiguille en fonction du déplacement de celle-ci. Alors que la forme générale des courbes force-déplacement est conservée, les valeurs de force maximale de perforation ainsi que de déplacement de la sonde à la perforation diminuent pour des valeurs croissantes de la pré-extension. De plus, l'épaule dans la partie droite de la courbe, qui est associé au point où la fissure est initiée dans le matériau, est amplifié par l'application d'une pré-extension.

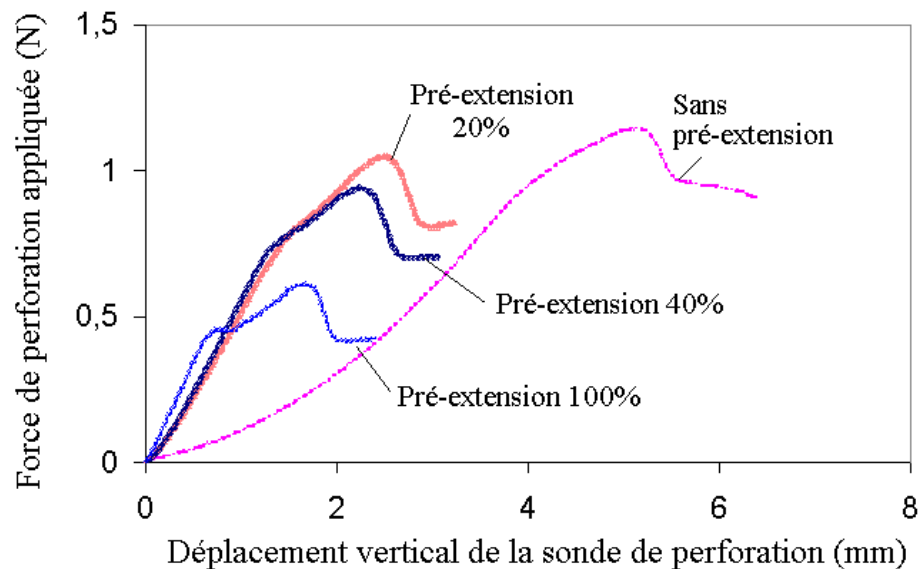


Figure 66 – Courbes typiques force-déplacement à différents niveaux de pré-extension appliquée dans le cas du néoprène pour des aiguilles médicales 23G de déplaçant à une vitesse de 50 mm/min

En utilisant la technique développée dans le cadre de ce projet pour le calcul de l'énergie de rupture associée à la perforation (décrite à l'Annexe B), les énergies de perforation en présence d'une pré-extension ont été calculées. La Figure 67 montre la variation des valeurs d'énergie de perforation obtenues selon cette technique en fonction de la profondeur de la fissure pour différentes valeurs de pré-extension appliquées dans le cas d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur perforée avec des aiguilles médicales 23G (0,65 mm de diamètre) à trois facettes. L'augmentation de l'énergie de perforation avec la profondeur de la fissure, qui avait été observée pour les échantillons non prédéformés et avait été attribuée à un effet de friction entre l'aiguille et la surface de rupture dans le matériau (Figure 64), disparaît avec l'application d'une pré-extension supérieure à 20 %. La méthode utilisée semble donc permettre d'éliminer la contribution de la friction au processus. La détermination de l'énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles nécessite cependant la connaissance de l'énergie associée à la pré-extension appliquée. La détermination de celle-ci est décrite dans la section suivante.

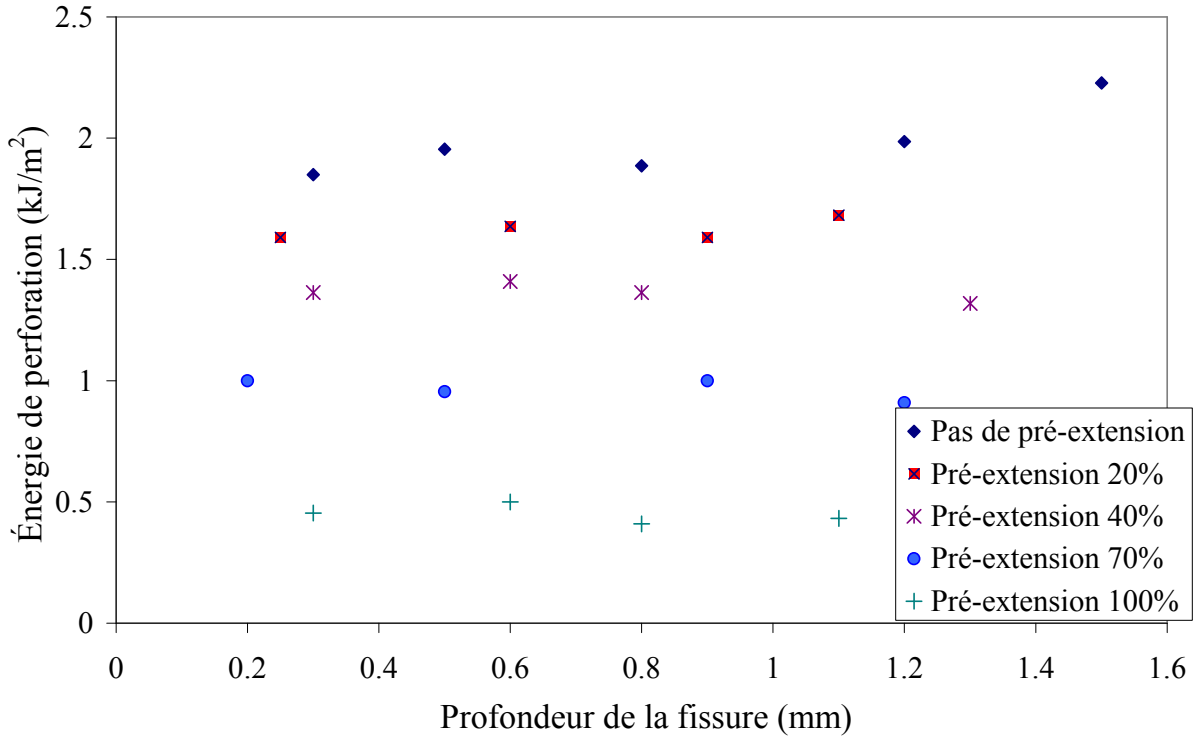


Figure 67 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de la profondeur de la fissure pour différentes valeurs de pré-extension appliquées à une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur, avec des aiguilles 23G se déplaçant à une vitesse de 50 mm/min

C.2 Calcul de l'énergie de pré-extension

Afin de calculer l'énergie de pré-extension dans le cas de la configuration illustrée dans la Figure 65, un modèle théorique a été développé sur la base des travaux de Rivlin et Thomas sur la coupure [77]. Ils ont montré que, lorsqu'une petite entaille est réalisée dans un échantillon déformé en tension pure (Figure 68a), le changement dans l'énergie totale emmagasinée est donné par :

$$W_t - W = \beta c^2 t S_e \quad \text{Équation 8}$$

Où W_t et W sont les énergies totales emmagasinées respectivement avant et après que l'entaille soit réalisée. Les quantités $2c$ et t sont respectivement la longueur de l'entaille et l'épaisseur de l'échantillon mesurées dans l'état non déformé (Figure 68a). S_e est la densité d'énergie emmagasinée correspondant à l'allongement λ dans la zone de tension pure et β est un facteur numérique qui varie avec λ .

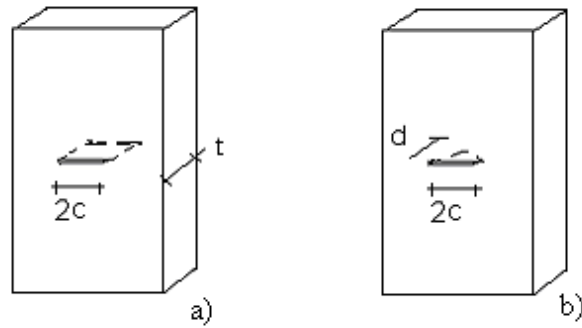


Figure 68 – Géométries de l'entaille a) correspondant à la description de Rivlin et Thomas, b) correspondant à la piqure par une aiguille

Étant donné la forme elliptique de l'entaille dans le cas de la piqure par les aiguilles médicales, dont la surface est donnée par $A = \pi \cdot dc/2$ (Figure 68b) et le fait que cette entaille ne traverse pas l'échantillon, l'Équation 8 devient :

$$W_t - W = \beta d^2 c S_e = \frac{4\beta A^2 S_e}{\pi^2 c} \quad \text{Équation 9}$$

Par conséquent, l'énergie de pré-extension T peut être exprimée par la relation suivante :

$$T = -\left(\frac{\partial W}{\partial A}\right) = \frac{4}{\pi} \beta d S_e \quad \text{Équation 10}$$

Rivlin et Thomas [77] et Greensmith [78] ont montré que le changement dans la valeur de la densité d'énergie S_e emmagasinée de manière élastique suite à la présence de l'entaille est mineur (de quelques pour cent). Par conséquent, S_e peut être exprimée en fonction de λ selon la relation suivante [77] :

$$S_e = C_1 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) + C_2 \left(\frac{1}{\lambda^2} + 2\lambda - 3 \right) \quad \text{Équation 11}$$

dans laquelle C_1 et C_2 sont les coefficients de Mooney-Rivlin déterminés à partir de tests de traction et λ est l'allongement de l'échantillon prédéformé.

Ils ont aussi déterminé que le facteur numérique β décroît d'une valeur de 3 à faible allongement à une valeur proche de 2 pour un allongement $\lambda = 3$. Le calcul de la fonction correspondant au facteur numérique $\beta(\lambda)$ peut être réalisé à partir de la méthode développée par Greensmith [78], qui est basée sur la mesure des propriétés élastiques du caoutchouc. Selon l'Équation 9, β est donné par la formule :

$$\beta = \frac{W_t - W}{d^2 c S_e} \quad \text{Équation 12}$$

Dans le cas d'une pré-entaille partielle réalisée par une aiguille médicale dans un échantillon sollicité en tension pure, le changement dans l'énergie totale de l'échantillon s'exprime par :

$$W_t - W = \int_{l_0}^l (F_t - F) dl \quad \text{Équation 13}$$

Où F_t et F sont respectivement les forces s'exerçant sur l'échantillon en absence et en présence d'une pré-entaille de longueur $2c$ et de profondeur d .

Par ailleurs, la densité d'énergie emmagasinée S_e peut être obtenue par [77] :

$$S_e = \int_1^{\lambda} (F_t / A_0) d\lambda \quad \text{Équation 14}$$

En exprimant l'Équation 13 en fonction de l'allongement $\lambda = l/l_0$, et en la combinant avec les Équations 12 et 14, la formulation suivante est obtenue pour la fonction correspondant au facteur numérique β :

$$\beta(\lambda) = \frac{\int_1^{\lambda} [l_0(F_t - F) / d^2 c] d\lambda}{\int_1^{\lambda} (F_t / A_0) d\lambda} \quad \text{Équation 15}$$

Les valeurs de $[l_0(F_t - F)/d^2 c]$ et $[l_0(F_t)/A_0]$ peuvent être extraites des courbes force-déplacement mesurées avec et sans pré-entaille dans l'échantillon. En utilisant les valeurs de la fonction $\beta(\lambda)$ calculées selon la méthode décrite ci-dessus et les valeurs des coefficients de Mooney-Rivlin obtenues à partir de tests de traction, l'énergie de pré-extension peut être calculée en utilisant l'Équation 10. La Figure 69 montre la variation de l'énergie de pré-extension en fonction de l'allongement calculé dans le cas d'une plaque de néoprène d'épaisseur 1,6 mm.

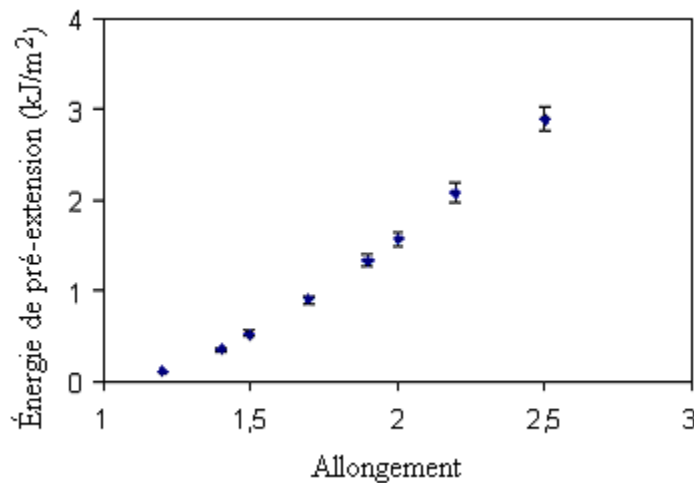


Figure 69 – Variation de l'énergie de pré-extension T en fonction de l'allongement pour un échantillon de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur ($C_1 = 172$ kPa, $C_2 = 443$ kPa) calculée en utilisant l'Équation 10

Afin de vérifier l'exactitude du calcul de l'énergie de pré-extension T décrit ci-dessus, une méthode alternative a été développée en appliquant les principes de la mécanique de la rupture élastique linéaire (linear elastic fracture mechanics, LEFM) au caoutchouc tout en prenant en compte son comportement non linéaire de contrainte-déformation. De façon plus spécifique, la technique consiste i) à remplacer la densité d'énergie emmagasinée $\sigma^2/2E$ dans la LEFM par $S_e(\lambda)$ donnée par l'Équation 11, et ii) à utiliser les expressions $c = c_0/\lambda^{1/2}$ et $d = d_0/\lambda^{1/2}$ respectivement pour la longueur et la profondeur de la fissure (c_0 et d_0 correspondant à l'état non déformé) afin de prendre en compte le rétrécissement de la fissure avec l'allongement λ .

Pour une fissure elliptique dans le cas du caoutchouc et pour la configuration $d > c$, le facteur d'intensité de contrainte K en LEFM est donné par [76] :

$$K = 1.12 \frac{\sigma}{\Phi} \sqrt{\pi d^2 / c} \quad \text{Équation 16}$$

avec Φ , un facteur numérique donné par la relation suivante :

$$\Phi = \frac{3\pi}{8} + \frac{\pi}{8} \frac{d^2}{c^2} \quad \text{Équation 17}$$

L'expression pour l'énergie de pré-extension fournie par la LEFM s'écrit alors dans le cas du caoutchouc :

$$T = \frac{K^2}{E} = Y \frac{\sigma^2}{E} \frac{d^2}{c} = \frac{2 Y S_e}{\lambda^{1/2}} \frac{d^2}{c} \quad \text{Équation 18}$$

avec Y , un facteur géométrique ($Y = 1.254\pi/\Phi^2$ [76]).

Les résultats obtenus pour l'énergie de pré-extension en fonction de l'allongement appliqué par la pré-extension en utilisant les deux méthodes, c'est-à-dire le formalisme de Rivlin et Thomas (Équation 10) et l'extension des principes de la LEFM au caoutchouc (Équation 18), sont comparés dans la Figure 70 dans le cas d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur. Il apparaît que, même si le calcul correspondant à l'Équation 18 est relativement simple, il montre un bon accord avec la méthode plus complexe basée sur le formalisme de Rivlin et Thomas.

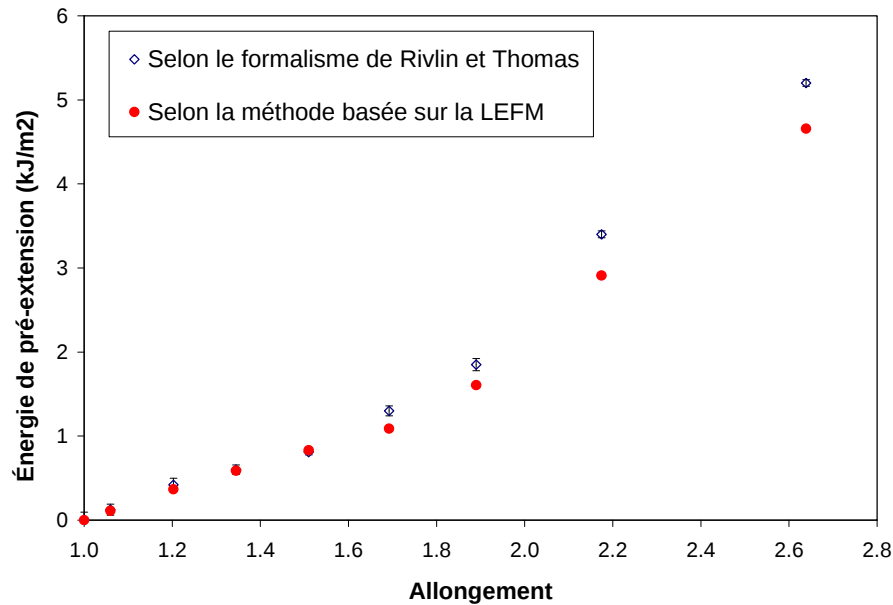


Figure 70 – Comparaison du calcul de l'énergie de pré-extension en utilisant l'équation 10 (méthode basée sur le formalisme de Rivlin et Thomas) et l'équation 18 (LEFM étendue au caoutchouc) pour une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur

C.3 Énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles

En utilisant les méthodes décrites à l'Annexe B et à la section B.2 pour calculer l'énergie de pré-extension correspondant aux différentes valeurs de pré-extension appliquée, les données de la Figure 67, relatives au néoprène, ont été exprimées en termes de variation d'énergie de perforation en fonction de l'énergie de pré-extension (Figure 71). Une région linéaire peut être observée aux faibles valeurs de T , correspondant à une valeur constante de l'énergie totale G en accord avec l'équation 1. Par contre, aux énergies de pré-extension T plus élevées, la perforation ne contribue qu'à l'initiation de la fissure, qui se propage sous le seul effet de l'énergie de pré-extension. Dans ce cas, la contribution de la perforation est marginale. Ces résultats indiquent que le même principe utilisé par Lake et Yeoh dans le cas de la coupure s'applique aussi à la piqûre par les aiguilles médicales. Par conséquent, l'énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles peut être déterminée en extrapolant la partie linéaire de la courbe de la Figure 71 à une énergie de pré-extension T nulle.

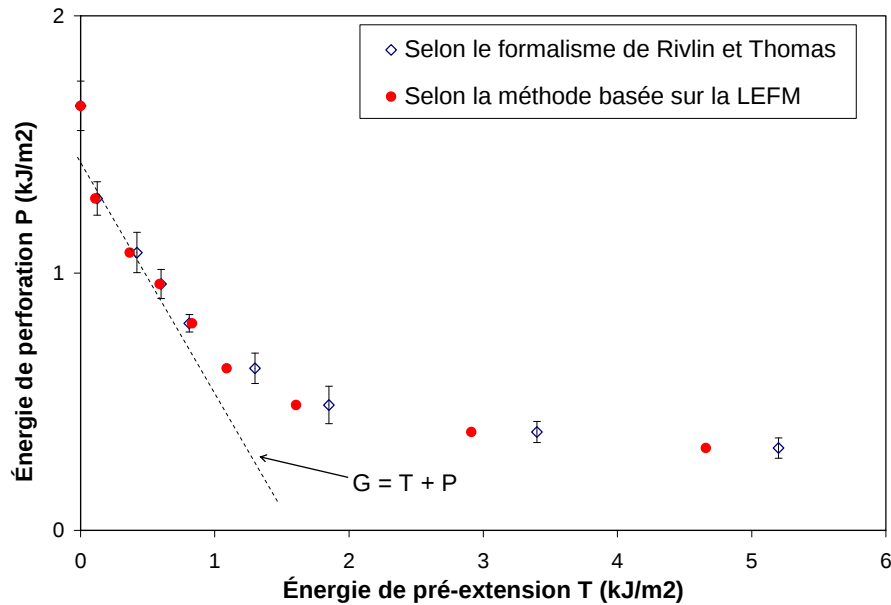


Figure 71 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de l'énergie de pré-extension calculée en utilisant l'Équation 10 (méthode basée sur le formalisme de Rivlin et Thomas) et l'Équation 18 (LEFM étendue au caoutchouc) dans le cas d'une plaque de néoprène de 1,6 mm d'épaisseur perforée par des aiguilles médicales 23G (vitesse de déplacement de l'aiguille de 50 mm/min)

Afin de vérifier que toute friction a été éliminée par l'usage de la technique de pré-extension, des tests ont été réalisés en combinant l'application de la pré-extension avec celle d'un lubrifiant sur la surface de l'aiguille. La Figure 72 présente la variation de l'énergie de perforation en fonction de l'énergie de pré-extension dans le cas du nitrile avec et sans application de lubrifiant sur la surface de l'aiguille. Dans la partie linéaire et pour de grandes énergies de pré-extension, les points expérimentaux se superposent, ce qui indique que le lubrifiant ne provoque aucune réduction supplémentaire de la friction. Par contre, dans la zone d'énergie de pré-extension nulle ou très faible, une différence peut être observée. Elle est attribuée au fait que, dans ce cas, la pré-extension appliquée n'est pas suffisante pour éliminer tout effet de la friction entre l'aiguille et la surface de rupture. Ce résultat montre que la technique de la pré-extension a permis d'éliminer totalement la contribution de la friction pour la détermination de l'énergie de rupture associée à la piqûre par les aiguilles médicales.

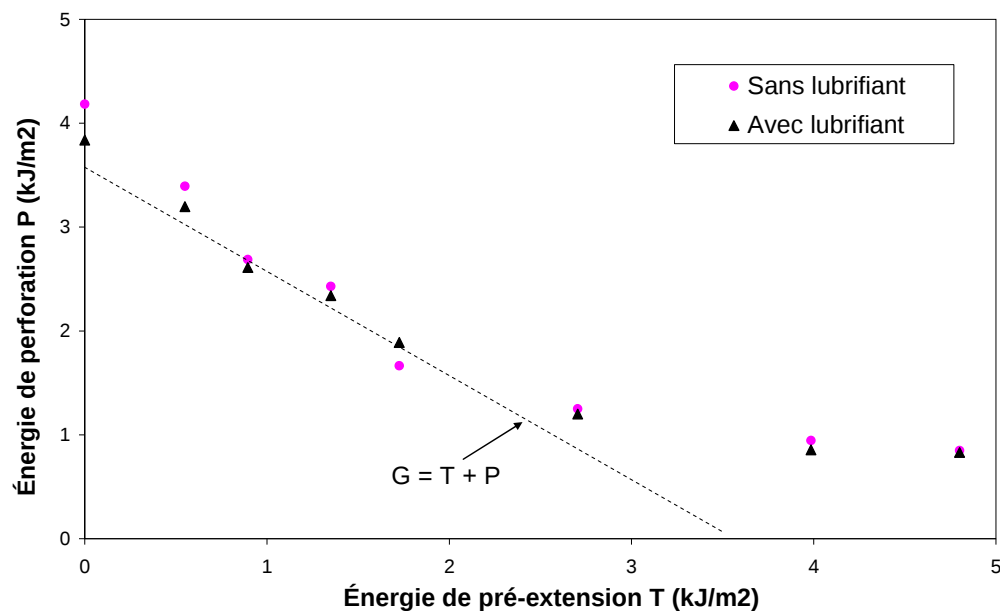


Figure 72 – Variation de l'énergie de perforation en fonction de l'énergie de pré-extension avec et sans application de lubrifiant pour du nitrile de 0,8 mm d'épaisseur perforé par des aiguilles médicales 23G avec une vitesse de déplacement de la sonde de 50 mm/min

ANNEXE D : RÉSULTATS SUR LES GANTS

Tableau 14 – Résultats des tests de piqûre par les aiguilles médicales sur les gants de protection selon la méthode décrite à la section 2.2.6

#	Manufacturier	Référence	Nb. d'essais	Force max. de perforation (N)	Écart-type (N)	Coefficient de variation (%)
1	Ansell	11-500	6	0,40	0,07	18
2	Ansell	11-501	7	0,46	0,10	22
3	Ansell	11-627	7	0,83	0,20	24
4	Ansell	70-982	7	1,79	0,37	21
5	Atlas	620	4	0,64	0,16	26
6	Atlas	KV300	5	0,77	0,35	45
7	Atlas	KV350	5	0,63	0,23	36
8	Best	55	7	0,55	0,06	11
9	Best	660	7	1,34	0,59	44
10	Best	2912	7	0,82	0,09	12
11	Best	4560	7	0,89	0,22	24
12	Best	4811	7	0,65	0,22	34
13	Best	4900	8	0,77	0,58	76
14	Best	5900	7	0,50	0,09	18
15	Best	65NFW	7	1,38	0,25	18
16	Best	66NFW	7	1,08	0,17	16
17	Best	6781R	7	1,52	0,34	23
18	Best	68NFW	7	1,68	0,18	11
19	Best	95NFW	7	2,27	0,31	14
20	Hakson	3000C	7	1,48	0,13	9
21	Hakson	9000C	7	0,78	0,08	10
22	Hakson	9000G	7	0,97	0,14	15
23	Hakson	NPG150	7	0,58	0,16	27
24	Hatch	PPG1	7	0,88	0,14	16
25	Hatch	SB4000	10	0,96	0,50	51
26	Hatch	SGK100	10	0,92	0,26	29
27	HexArmor	4042	11	6,86	1,74	25
28	HexArmor	6044	10	8,41	2,30	27
29	HexArmor	7080	10	9,50	2,29	24
30	HexArmor	8030	10	6,29	3,38	54
31	HexArmor	9005	10	4,00	1,83	46
32	HexArmor	9006	5	5,38	1,47	27
33	HexArmor	9014	10	11,04	2,37	21
34	HexArmor	4041	10	8,97	2,37	26
35	Marigold Industrial	VHP Plus	5	1,22	0,18	15
36	Marigold Industrial	PGK10	7	0,82	0,37	45
37	Masley	Cugni-TC	7	1,25	0,26	21
38	Masley	F1SG	7	1,37	0,14	10

#	Manufacturier	Référence	Nb. d'essais	Force max. de perforation (N)	Écart-type (N)	Coefficient de variation (%)
39	Masley	ICWG	7	1,86	0,41	22
40	Masley	UA1	7	1,53	0,21	14
41	North	62/7506	7	1,58	0,26	17
42	North	LA258	7	0,71	0,14	20
43	North	NFK13	8	1,33	0,35	26
44	North	NFK14	7	0,46	0,12	25
45	North	NK803	7	1,00	0,22	22
46	North	T-201	7	1,18	0,40	34
47	North	T431	7	1,12	0,39	34
48	North	T65FWG	7	0,87	0,26	29
49	Superior	66BRPU	10	3,40	0,38	11
50	Superior	MXBD	10	2,08	0,34	17
51	Superior	MXBL	10	1,82	0,24	13
52	Superior	MXSF	10	6,98	4,27	61
53	Superior	SKLPSMT	10	4,53	0,65	14
54	Warwick Mills	001	10	1,05	0,21	20
55	Warwick Mills	TUS-002	10	8,44	2,29	27
56	Warwick Mills	TWCS-003	10	9,70	2,37	24
57	Warwick Mills	TWCS-006	12	4,21	0,64	15
58	Warwick Mills	007	10	1,10	0,20	18

Tableau 15 – Résultats des tests de mesure de la résistance à la perforation des gants de protection selon la méthode décrite à la section 2.3

#	Manufacturier	Numéro	Nb. d'essais	Force max. de perforation (N)	Écart-type (N)	Coefficient de variation (%)
1	Ansell	11-500	10	11,11	2,11	19
2	Ansell	11-501	10	8,79	1,62	18
3	Ansell	11-627	10	23,35	1,81	8
4	Ansell	70-982	10	97,45	8,63	9
5	Atlas	620	5	19,44	2,48	13
6	Atlas	KV300	5	57,15	5,53	10
7	Atlas	KV350	5	52,06	9,39	18
8	Best	55	10	10,20	0,77	8
9	Best	660	10	31,19	3,30	11
10	Best	2912	10	26,42	3,59	14
11	Best	4560	10	44,78	8,41	19
12	Best	4811	10	43,78	7,09	16
13	Best	4900	10	61,72	8,63	14
14	Best	5900	10	21,51	3,73	17
15	Best	65NFW	10	58,92	2,62	4
16	Best	66NFW	10	43,32	3,36	8
17	Best	6781R	10	23,14	2,28	10
18	Best	68NFW	10	48,92	4,49	9
19	Best	95NFW	10	42,26	5,70	13
20	Hakson	3000C	10	21,89	4,71	21
21	Hakson	9000C	10	27,03	11,96	44
22	Hakson	9000G	10	37,03	12,55	34
23	Hakson	NPG150	10	10,61	2,11	20
24	Hatch	PPG1	10	20,59	2,79	14
25	Hatch	SB4000	11	24,57	7,64	31
26	Hatch	SGK100	11	14,63	2,44	17
27	HexArmor	4042	10	53,66	3,87	7
28	HexArmor	6044	10	50,07	3,92	8
29	HexArmor	7080	10	71,18	5,49	8
30	HexArmor	8030	10	146,68	25,23	17
31	HexArmor	9005	10	37,65	3,66	10
32	HexArmor	9006	10	64,50	8,75	14
33	HexArmor	9014	10	107,12	17,48	16
34	HexArmor	4041	10	45,27	4,83	11
35	Marigold Industrial	VHP Plus	10	93,19	5,08	5
36	Marigold Industrial	PGK10	10	32,67	4,70	14
37	Masley	Cugni-TC	10	45,92	6,45	14
38	Masley	F1SG	9	52,43	5,98	11
39	Masley	ICWG	7	80,31	3,78	5
40	Masley	UA1	10	30,12	2,63	9

#	Manufacturier	Numéro	Nb. d'essais	Force max. de perforation (N)	Écart-type (N)	Coefficient de variation (%)
41	North	62/7506	10	78,40	43,50	55
42	North	LA258	10	47,13	2,09	4
43	North	NFK13	10	95,34	21,12	22
44	North	NFK14	10	19,39	2,02	10
45	North	NK803	10	20,17	2,79	14
46	North	T-201	11	19,79	2,56	13
47	North	T431	10	22,71	2,43	11
48	North	T65FWG	10	29,04	4,54	16
49	Superior	66BRPU	10	212,18	9,02	4
50	Superior	MXBD	12	77,51	33,38	43
51	Superior	MXBL	10	145,48	11,61	8
52	Superior	MXSF	10	132,19	11,98	9
53	Superior	SKLPST	10	22,71	1,66	7
54	Warwick Mills	001	10	40,31	14,26	35
55	Warwick Mills	TUS-002	10	54,69	4,79	9
56	Warwick Mills	TWCS-003	10	52,85	3,92	7
57	Warwick Mills	TWCS-006	10	70,76	30,83	44
58	Warwick Mills	007	10	44,99	17,98	40

Tableau 16 – Résultats des tests de mesure de la résistance à la coupure des gants de protection, selon la méthode décrite à la section 2.4

#	Manufacturier	Référence	Force de coupure (g)	R ²
27	HexArmor	4042	3852	0,71
28	HexArmor	6044	6162	0,47
29	HexArmor	7080	8073	0,54
30	HexArmor	8030	5025	0,77
31	HexArmor	9005	2066	0,48
33	HexArmor	9014	8260	0,92
34	HexArmor	4041	4942	0,78
49	Superior	66BRPU	1122	0,85
53	Superior	SKLPSMT	10793	0,54
55	Warwick Mills	TUS-002	2717	0,64
56	Warwick Mills	TWCS-003	1908	0,55
57	Warwick Mills	TWCS-006	800	0,52