# Le gilet pare-balles : éléments techniques, étude lésionnelle et limites

N. Prat[a], M. Laurent[b], B. Prunet[c], J.-C. Sarron[d], F. Rongieras[e, f]

*a Institut de recherche biomédicale des armées, BP 73 – 91223 Brétigny sur Orge.*
*b Service de chirurgie orthopédique, traumatologie et chirurgie réparatrice des membres, HIA Percy, BP 406 – 92141 Clamart Cedex.*
*c Service d'anesthésie, HIA Sainte-Anne, BCRM Toulon, BP 600 – 83800 Toulon Cedex 09.*
*d Institut national de la santé et de la recherche médicale (INSERM), Département des partenariats et des relations extérieures – Paris.*
*e HIA Desgenettes, service d'orthopédie et de traumatologie, 108 boulevard Pinel – 69275 Lyon Cedex 03.*
*f École du Val-de-Grâce, 1 place Alphonse Laveran – 75230 Paris Cedex 05.*

Article reçu le 11 mars 2016, accepté le 22 novembre 2016.

**Résumé**

L'introduction des premières armes à feu au XV^e^ siècle a naturellement donné naissance aux premières protections balistiques dont le développement constant se poursuit encore aujourd'hui. Les progrès industriels et l'émergence d'une nouvelle génération de fibres balistiques dans les années 1960 ont permis d'accroître de façon importante le pouvoir d'arrêt des protections balistiques. Toutefois, même si la protection est capable de stopper le projectile, sa déformation lors de l'impact peut être responsable de lésions non pénétrantes regroupées sous le terme générique d'effets arrière (BABT : *Behind Armor Blunt Trauma*) dont la portée et les conséquences réelles sont encore mal connues. Suite à un premier aperçu concernant les éléments techniques (matériaux, constitution, mécanismes d'arrêt des projectiles) des protections balistiques, cette revue s'intéressera aux récentes contributions de la recherche sur les particularités des lésions retrouvées chez les porteurs de protection balistique, en insistant particulièrement sur les effets arrière.

Mots-clés : Balistique lésionnelle. Effets arrière. Gilet pare-balles. Traumatisme thoracique fermé.

**Abstract**

**BODY ARMORS: TECHNICAL DATA, INJURIES AND LIMITS.**

The introduction of firearms in the 15th century led to the continuous development of bulletproof personal protections. Thanks to industrial progress and the emergence of a new generation of ballistic fibers in the 1960s, the ability of individual ballistic protections to stop projectiles has greatly increased. While protections can stop more and more powerful missiles, the deformation during impacts can be responsible for potentially lethal not penetrating injuries. Those are grouped under the generic term of 'behind armor blunt trauma', their scope and consequences are still unclear. This article first sums up the current technical data of modern bulletproof vests, the materials and the stopping mechanisms. Then it describes the recent contributions of the research on the specific ballistic injury patterns of soldiers wearing body armors, focusing on the behind armor blunt trauma.

Keywords : Behind armor. Behind armor blunt trauma. Blunt thoracic trauma. Body armor. Bulletproof vest. Wound ballistics.

## Introduction

Avec la mobilité et la puissance de feu, la protection est l'une des trois contraintes de l'« *Iron Triangle* » de l'efficacité du soldat. Depuis la nuit des temps, la protection des guerriers a dû s'adapter aux progrès de l'armement et de la tactique, donnant ainsi naissance à un cercle sans fin évoluant tout au long de l'histoire.

Concernant les protections balistiques, l'apparition des premières armes à feu au XV^e^ siècle, entraîne le développement d'armures hybrides métallo-textiles, dont le poids considérable (25 à 40 kg) en limitait l'utilisation (1). À la même période sont apparues au Japon les premières protections souples fabriquées à base de soie (2).

Le premier essor date de la Première Guerre mondiale, avec déjà un rapport poids/efficacité mis en avant (1). Même si certaines armures sont alors relativement

N. PRAT, médecin en chef. M. LAURENT, médecin en chef. B. PRUNET, médecin en chef. J.-C. SARRON, médecin chef des services. F. RONGIERAS, médecin en chef, professeur agrégé du Val-de-Grâce.
**Correspondance :** Monsieur le médecin en chef N. PRAT, Institut de recherche biomédicale des armées/SMCF/UTG, BP 73 – 91223 Brétigny sur Orge.
E-mail : nicolas-j.prat@intradef.gouv.fr

efficaces contre les éclats d'engins explosifs, la volonté d'une véritable efficacité pare-balles impose des réalisations de presque 20 kg. Cependant, la fréquence importante des blessures par éclat (plus de 50 %) et l'encombrement des armures pare-balles conduisent à une utilisation quasi exclusive des éléments souples pare-éclats.

Après une stagnation à l'entre-deux-guerres, le développement reprend à la Seconde Guerre mondiale accompagné d'une progression du rapport efficacité/encombrement. De nombreuses nations développèrent leurs propres solutions de protection.

C'est durant la guerre de Corée qu'est réalisée la première évaluation des protections balistique, avec le modèle américain M1952 (nylon, 3,5 kg), montrant 75 % des fragments, 25 % des balles arrêtés et 85 % de satisfaction chez les soldats. Par contre, durant la guerre du Vietnam, le poids et l'effet calorigène de ces protections amènent les fantassins à s'en passer.

Depuis, l'apparition des fibres de nouvelle génération (aramide, polyéthylène) dans les années 1960 permet une nette amélioration du confort et de l'efficacité balistique (2).

Aujourd'hui, les traumatismes pénétrants représentent la majorité des lésions thoraciques sur les champs de bataille (3). Il est bien entendu que la principale fonction attendue du gilet est d'arrêter le projectile, condition *sine qua non* de son efficacité. Mais cette condition n'est pas suffisante. En effet, de la même façon que la recherche automobile cherche à absorber les chocs par des techniques de déformation programmée, la deuxième fonction de la protection balistique est de dissiper l'énergie cinétique du projectile, pour n'en transmettre que la plus faible partie au thorax (4).

Les avancées technologiques ont permis aux fabricants d'améliorer de façon significative la capacité des protections balistiques à arrêter les projectiles. Comme le montre la figure 1, on observe une nette inflexion de la courbe de mortalité des agents des forces de l'ordre américains, dès la mise en place des protections balistiques dans les années 1970 (2). De plus, lors des derniers conflits au cours desquels le port des protections balistiques était systématique, l'observation d'une redistribution des lésions pénétrantes vers les zones non protégées par ces protections balistiques prouve encore une fois leur efficacité (5-10).

Toutefois, même si la protection est capable de stopper le projectile, sa déformation lors de l'impact peut être responsable de lésions non pénétrantes regroupées sous le terme générique d'effets arrière (*BABT : Behind Armor Blunt Trauma*) dont la portée et les conséquences réelles sont encore mal connues.

## Composition

Les gilets pare-balles sont composés de plusieurs éléments répondant à une logique mécanique : les packs balistiques (boucliers), la couche anti-trauma (amortisseur) et la housse (enveloppe).

Le rôle des packs souples et des plaques dures additionnelles est primordial : ce sont eux qui ont la charge d'arrêter le projectile, définition même de la protection balistique. Ils sont composés de divers matériaux, dont l'utilisation est fonction de leurs propriétés mécaniques. Les packs souples servent de base à tous les gilets, et les plaques dures, dites « additionnelles », permettant d'augmenter les capacités balistiques du gilet en fonction de la menace.

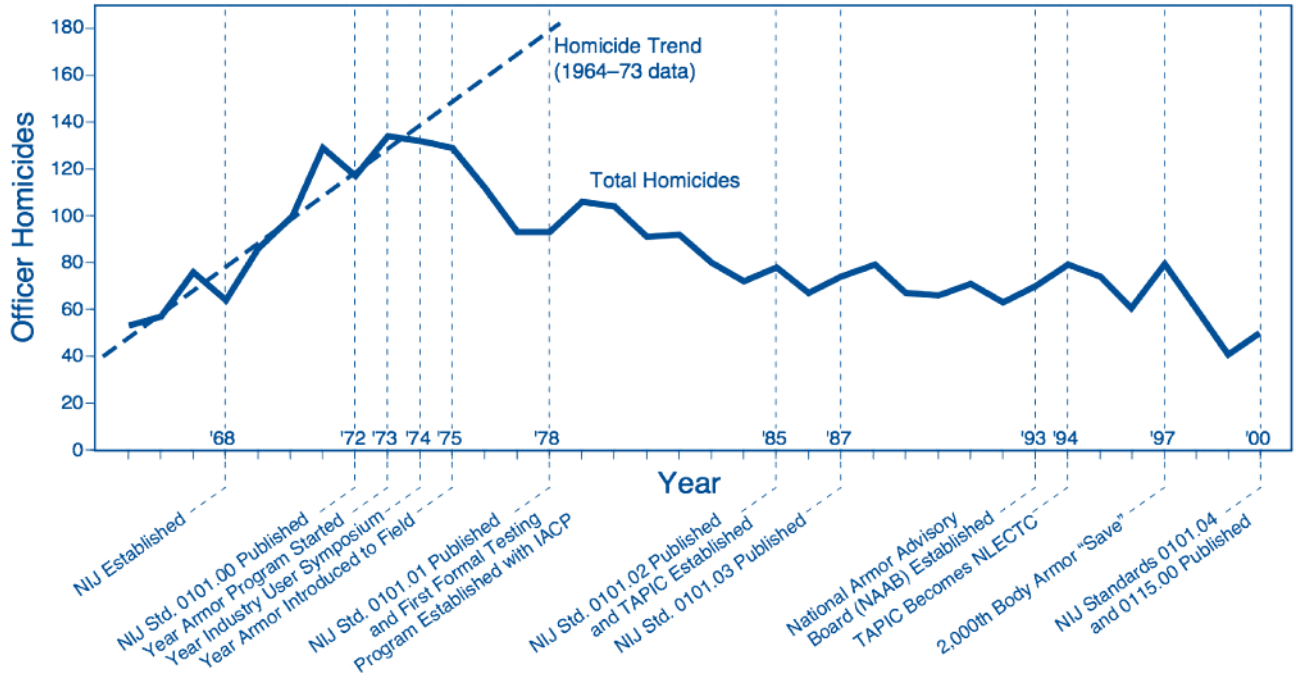



**Figure 1. Agents des forces de l'ordre américains tués en service (2).**

Il existe de nombreuses matières et présentations de fibres utilisées en balistique. Les plus connues et les plus utilisées sont le para-aramide, fibre jaune développée entre autres sous le nom de Kevlar® (DuPont) ou Twaron® (Teijin) et le polyethylène haute densité (*Ultraheavy molecular weight polyethylene*, *UHWPE*), fibre blanche connue sous le nom de Spectra® (Honeywell) ou de Dyneema® (DSM) (1).

Outre la matière utilisée, le type de fabrication joue un rôle important pour les performances balistiques (11). Les fibres peuvent être présentées sous forme tissées ou non tissées, chaque technique apportant son lot d'avantages et d'inconvénients.

L'humidité joue aussi un rôle important pour les performances balistiques (2), jouant le rôle de lubrifiant et baissant de façon significative les performances balistiques des fibres tissées (12). Il faut donc veiller à lutter contre l'humidité (*coating*, étanchéité des housses) ou utiliser des fibres non-tissées.

Les plaques rigides sont obtenues par un nombre suffisant de couches de tissus, superposées à la demande pour obtenir l'épaisseur voulue et solidarisées entre-elles par de la résine. L'addition d'une épaisseur de céramique sur l'avant permet une protection contre les munitions dites « perforantes » garce à sa dureté, au prix cependant d'une augmentation importante du poids.

Le rôle des packs balistiques est de mettre en échec et donc de stopper le projectile afin d'éviter un traumatisme pénétrant. Le rôle des systèmes anti-traumatiques (*Trauma Attenuating Backing* ou TAB), intercalés entre le ou les packs balistiques et le corps, est de diffuser et d'absorber l'énergie cinétique transmise du projectile aux packs balistiques, ainsi que de diminuer l'importance de la déformation à l'arrière de la protection (cône dynamique d'enfoncement) (4, 13-15).

## Ergonomie et besoins spécifiques

Lors de conflits se déroulant en ambiance chaude, le gilet pare-balles peut occasionner une charge thermique supplémentaire. Ainsi, de gros efforts sont faits actuellement lors de la conception des gilets pour diminuer cette contrainte en maximisant la dispersion thermique (16, 17). En plus d'un éventuel surcoût en matière de charge thermique, le gilet de protection présente un coût ergonomique important, qu'il faudra prendre en compte. Ceci se traduit par une dépense énergétique supérieure, mais aussi par une gêne aux mouvements, ainsi qu'une gêne respiratoire (18, 19). Compte tenu de la proportion toujours croissante des personnels féminins au sein des forces de l'ordre ou des troupes armées, il existe actuellement des gilets dont les formes et les tailles ont été spécifiquement adaptées aux mensurations et aux formes féminines (20).

En plus des besoins ergonomiques généraux énoncés ci-dessus, les protections individuelles doivent répondre à des besoins spécifiques associés à certains types de mission. Ainsi, les éléments des forces spéciales vont par exemple nécessiter plus de mobilité qu'un fantassin débarqué en patrouille, et d'après le « *Iron Triangle* » décrit plus haut, ceci conduira à perdre en protection. Des besoins différents peuvent aussi naître de postes particuliers. Ainsi, les pilotes d'aéronefs pourraient avoir besoin de protections balistiques individuelles en vol, alors que les pilotes d'engins blindés ont besoin d'être protégés dès qu'ils sortent de leur véhicule. Chacun de ces postes requiert un équipement de protection spécifique.

## Mécanismes d'arrêt

Bien que ce ne soit pas le seul, le rôle primordial de la protection balistique est de stopper le projectile lors de l'impact. Sont détaillés ici les mécanismes par lesquels les différents packs balistiques assurent ce rôle.

### *Pack souple*

Les fibres utilisées dans les packs balistiques présentent une grande résistance mécanique à la traction mais une faible résistance au cisaillement. Ceci implique que pour arrêter un projectile, le maximum de fibres doit être sollicité en traction puisque c'est dans ce mode qu'elles présentent la plus grande résistance mécanique (21).

Il est donc nécessaire de permettre aux fibres un certain déplacement vers l'arrière et ainsi utiliser le principe du filet. Lors de l'impact, les premières couches du pack balistique n'ont pas le temps de se déplacer vers l'arrière et subissent alors de fortes contraintes en cisaillement, offrant trop peu de résistance au projectile pour l'arrêter, mais suffisamment pour commencer à le déformer. Cette déformation lors de l'impact permet d'augmenter la surface frontale du projectile et donc sa portée sur les couches plus profondes qui sont alors sollicitées en traction pour le stopper (fig. 2). Ceci est un paramètre important dans l'efficacité de la protection.



**Figure 2. Mécanisme d'arrêt d'un projectile par un pack balistique souple (21).**

### *Plaque dure additionnelle*

Pour les plaques dures stratifiées (composées d'un empilement de couches de tissus solidarisées par une résine), le principe est le même que pour les packs souples, mais à un niveau d'énergie supérieur, le liant et le nombre supérieur de couches augmentant la résistance globale du pack.

Lors de l'impact, la balle se fragmente et la partie superficielle de la protection est détruite de façon conique, augmentant ainsi la surface de charge sur les couches inférieures. Les fibres des couches profondes sont alors sollicitées en traction et permettent de stopper les fragments de projectile et de protection. On observe

alors au niveau des couches profondes un phénomène de délamination tout à fait caractéristique (22).

Les plaques « céramique » se comportent de façon similaire aux éléments stratifiés. La plaque de céramique joue alors le même rôle que les strates superficielles. De façon plus concise, la face avant (dure) de céramique déstabilise et brise le projectile, et répartit les contraintes sur une plus grande surface ; alors que la face arrière faite de fibres arrête les fragments et assure une tenue structurale lors de la pénétration du projectile.

### *Anti-trauma (*Trauma attenuating backing*)*

Comme précisé plus haut, l'« anti-trauma » n'a pas un rôle de bouclier mais plutôt d'amortisseur. Son épaisseur est donc intimement liée à son efficacité, mais aussi malheureusement à l'encombrement du gilet. Lorsqu'il est placé à l'arrière du pack rigide, son efficacité serait aussi liée à son impédance (corroborée à sa masse surfacique), dont la valeur devrait être comprise entre celle du pack souple et celle du pack rigide (4).

## Performances balistiques

Les performances balistiques des différentes protections sont réglementées et codifiées. Plusieurs standards sont actuellement en vigueur, et présentent différents niveaux de protection correspondant chacun à la capacité de mettre en échec certains types de munitions.

Les normes américaines sont les plus répandues et les plus utilisées par les industriels. Elles proviennent du *National institute of justice* (NIJ) et sont une référence en la matière (2). En matière européenne, il existe d'autres normes telles que celles éditées par la Grande-Bretagne (PSDB *Ballistic Body Armour Standard*, 2003) ainsi que celles éditées par l'Allemagne (*Technische Richtlinie – Schutzwesten*, 2008).

Chaque norme propose différentes classes de protections balistiques, correspondant à différents niveaux de protection.

Pour chaque norme, différents paramètres sont pris en considération. Elles définissent ainsi les projectiles et fragments testés (calibre, type, masse et vitesse), les conditions d'essais (hygrométrie et température de la protection, incidence de tir), le matériau d'appuis de la protection (type de Plastiline® ou de gélatine, température) et enfin les conditions de réussite ou d'échec au test (v50, profondeur du cône d'enfoncement dans la Plastiline®).

Hormis l'arrêt de la munition, la déformation arrière de la protection est également prise en compte. Malheureusement, les limites fixées pour cette déformation sont souvent totalement arbitraires, comme pour le NIJ (2,23).

Il faut aussi souligner que les blessures par éclats deviennent, sinon majoritaires, au moins aussi fréquentes que les blessures par balles dans les conflits modernes (24,25) et qu'il est impossible de caractériser ces éclats, rendant les évaluations pour ce type de projectile difficile à interpréter. Il existe cependant pour chaque norme, des projectiles standardisés censés simuler les fragments retrouvés sur le terrain.

Lors des tests, les protections sont appuyées sur un support appelé « simulant ». Le matériau de référence est la Plastiline® (fig. 3), matériau ne correspondant pas à la réponse d'un tissu mou vivant lors de l'impact (26). De plus, bien que présentant une certaine élasticité, le comportement dynamique de ce matériau ne peut que très difficilement être étudié, ne fournissant ainsi que des données statiques.



**Figure 3. Empreintes sur un bloc de plastiline® après une série de tirs sur pack balistique souple (2).**

Pour avoir des données beaucoup plus sensibles et complètes, il faudrait utiliser un matériau élasto-plastique, comme la gélatine à 10 %, matériau de référence pour les profils lésionnels. Elle possède des caractéristiques physiques et dynamiques comparables à celles du muscle vivant (27) permet une observation visuelle simple des effets lésionnels, ainsi que l'observation en temps réel de la cinétique moyennant l'utilisation d'un système vidéo ultrarapide. Elle permet ainsi une interprétation dynamique de l'impact et des effets à l'arrière de la protection car elle est semi-translucide. Mais ses coûts de fabrication (non réutilisable) et d'exploitation (utilisation de caméra ultra-haute vitesse, interprétation délicate) la rendent peu répandue. D'autres matériaux élasto-plastiques parfaitement transparents à base de silicone ou d'huiles sont aujourd'hui disponibles, mais non encore officiellement homologués.

Les données recueillies lors de l'évaluation permettent de déterminer les performances balistiques et d'estimer les performances anti-traumatiques. Malheureusement, pour l'instant le seul critère traumatique éventuellement pris en compte dans la catégorisation des protections balistiques est la taille (diamètre et profondeur) du cône d'enfoncement dans la Plastiline®. En effet, comme il est indiqué ci-dessus, d'une part, la Plastiline® n'est pas

représentative d'un tissu mou vivant, et d'autre part les niveaux seuils sont totalement arbitraires (23).

Enfin, chaque norme s'intéresse aussi au niveau de protection contre les armes blanches, définissant types de menaces (poinçons, énergie) et les critères de réussite et d'échec.

## Lésions pénétrantes

### *Projectile évitant le gilet*

Les lésions provoquées par des projectiles ayant évité la protection balistique portée par le combattant ne seront ici que citées.

La plupart des gilets pare-balles ou pare-éclats ne protègent que le tronc, et en particulier les organes vitaux, que sont le cœur et les gros vaisseaux thoraco-abdominaux, laissant libres les zones cervicales, axillaires et pelviennes pour permettre une certaine mobilité au combattant, même si des compléments de protection sont prévus.

Ces zones, hormis le fait qu'elles peuvent être impactées directement, car non protégées, sont autant de portes d'entrées pour des lésions internes.

Il est intéressant de voir que le fait de porter un gilet pare-balles a pour effet de changer la répartition des blessures aux zones non protégées telles que le cou et les membres (28-31). Ainsi l'étude des décès au sein de l'armée israélienne lors de l'opération *Defensive Sheild* montre que le nombre d'impacts pénétrants rapporté à la surface était nettement moindre au niveau des zones protégées qu'au niveau des extrémités (thorax : 0,3, extrémités : 1,2 et face/cou : 3) (30). De même, l'étude épidémiologique réalisée au sein de nos armées entre 2004 et 2007 montre que le pourcentage de plaies pénétrantes du tronc est significativement réduit lors du port des protections balistiques (12 % vs. 43 %, $p = 0.001$) alors qu'il reste inchangé pour la tête et les extrémités (31). Ceci tant à prouver l'efficacité, du moins partielle de ces protections.

### *Projectile perforant le gilet*

Lorsque les performances de la protection sont dépassées par l'agent vulnérant, il y a perforation. Ceci peut être le cas si la protection n'est pas adaptée à la menace, ou si elle est détériorée (impacts multiples, vieillissement de la protection, humidité, munitions perforantes).

Lors de la perforation d'une protection balistique, le projectile est déstabilisé, déformé et éventuellement ralenti par le passage de la protection. Kosashvili et al. (30) ont comparé le diamètre des orifices d'entrée de plaies par arme à feu chez 22 soldats décédés, porteurs de protections balistiques souples, et n'ont pas retrouvé de différence entre les plaies observées au niveau des zones découvertes et celles obtenues après perforation de la protection souple, suggérant que le projectile n'avait pas été significativement déformé ou déstabilisé lors du passage de la protection. Knudsen et al. (32) de leur côté ont testé l'effet de la perforation de protections souples de différentes épaisseurs sur une munition de 7.62x39mm (AK47) tirée à moyenne distance. Dans le cas de la protection la plus épaisse, ils observaient une réelle déstabilisation du projectile, alors que sa vitesse n'avait pas été significativement diminuée. Enfin, Missliwetz et al. (33) rapportent que, d'après leurs tests, un projectile perforant une protection balistique souple, bien que déstabilisé et « travaillant » plus rapidement dans les tissus, voyait au final son pouvoir lésionnel diminué. Ainsi il reste difficile de conclure sur les effets réels de la perforation d'une protection balistique (par rapport à l'absence de protection), tant les situations peuvent être nombreuses et différentes. Cependant, aucune preuve ne permet d'affirmer l'existence d'un sur-risque en cas de perforation.

## Lésions non-pénétrantes après impact balistique : les effets arrière (*behind armor blunt trauma*, BABT).

### *Définition*

Comme présenté plus haut, le rôle d'une protection balistique, et plus particulièrement ici d'un gilet pare-balles ou pare-éclats, est de stopper le projectile lors de l'impact.

Lorsque le projectile est stoppé, il transmet l'ensemble de son énergie cinétique au système [corps-gilet]. Une partie de cette énergie est dissipée dans la protection. L'énergie résiduelle, transmise par le gilet au corps, est responsable de lésions thoraciques et de phénomènes physiopathologiques d'intensités variables, regroupés sous le terme d'effets arrière (BABT).

### *Moyens d'étude*

De nombreux simulants sont utilisés pour la recherche sur les effets arrière, mais quel que soit leur niveau de similitude avec la matière vivante, l'interprétation des résultats et l'extrapolation à l'homme doit toujours rester très prudente.

Les plus utilisés sont les simulants classiquement employés dans les études balistiques, c'est-à-dire la Plastiline® et la gélatine décrits plus haut.

En balistique lésionnelle, le modèle animal de référence est le porc anesthésié. Cet animal s'est imposé pour ses similitudes morphométriques avec l'homme (4) et l'expérience acquise dans le domaine cardiovasculaire (34). L'intérêt de l'utilisation d'un modèle vivant est bien évidemment l'étude et l'enregistrement des données physiologiques et physiopathologiques lors de l'impact (4, 15, 35, 36). Cependant, il est possible que l'anesthésie, exigée pour des raisons éthiques, altère les réponses physiologiques de compensation de l'animal et fausse les résultats, ou en tout cas les conclusions tirées de l'étude (26). De plus, les différences de comportement biomécanique entre le thorax humain et le thorax de l'animal ne sont pas clairement définies (37).

L'utilisation de modèles cadavériques (*Post Mortem Human Subjets*) permet de s'affranchir des différences morphologiques des modèles animaux. Bien évidemment, le fait de ne pas travailler sur du matériel vivant empêche l'acquisition de paramètres physiologiques. Par contre, l'enregistrement de données physiques telles que des pressions et des déplacements reste réalisable. Différentes méthodes de remise en conditions physiologiques (mise en pression vasculaire, mise en pression pulmonaire) sont disponibles, mais aucune n'a réellement pu être scientifiquement validée (38). Cependant, l'âge souvent avancé des sujets et les modifications post-mortem (composition du tissu osseux, absence de tonus musculaire, possible début de putréfaction des tissus) pourraient jouer un rôle dans la modification du comportement biomécanique des tissus cadavériques (37, 39-41).

L'utilisation et le développement de modèles numériques permettent la visualisation et la quantification des événements que l'expérimentation est incapable de fournir, compte tenu de leur brièveté (durée de l'impact inférieure à 500 µs) ou de leur nature (forces de cisaillement) (42). Bien sûr, après validation expérimentale du modèle, son utilisation permet de se passer des autres moyens expérimentaux, et en particulier humains et animaux, ce qui, sur le plan aussi bien éthique que pratique est un avantage appréciable.

Enfin, un modèle mécanique simplifié de thorax conçu pour fournir une réponse identique au thorax humain pour une sollicitation donnée peut aussi être utilisé. Il existe plusieurs modèles dédiés aux effets arrières de conceptions différentes basées sur l'utilisation d'une membrane en matériau synthétique reproduisant une réponse biomécaniquement fidèle du thorax humain lors d'un impact (43, 44). Les avantages sont d'une part de pouvoir instrumenter ces thorax mécaniques de façon pratique, et d'autre part de pouvoir reproduire facilement des impacts standardisés et validés.

## *Mécanismes physiques*

### Déformation arrière

L'importance du cône d'enfoncement dynamique du gilet dans la paroi thoracique est une donnée physique importante dans la description des effets arrière. Ce déplacement peut-être défini par sa taille (profondeur, diamètre à la base et volume) mais aussi par sa dynamique (vitesse de formation, accélération) (4). Cette déformation arrière, appelée « cône », peut en fait, la plupart du temps, être assimilée à une déformation sphérique (4), que ce soit dans la plastiline® (fig. 4), ou sur thorax de porc (4).

L'assimilation de la déformation avec une sphère n'est valable que pour des protections relativement rigides. Lors d'impacts sur des protections très souples comme les gilets à port discret, il peut se produire un phénomène appelé « *pencilling* ». C'est en fait une déformation arrière de la protection dont la forme est beaucoup plus fine et allongée créant une sorte de coup de poignard (45). Les lésions associées sont souvent

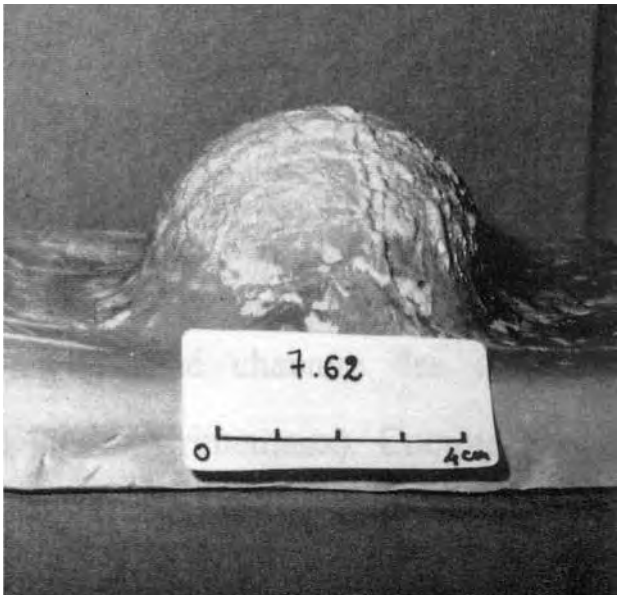



**Figure 4. Empreintes moulées dans la plastiline® des déformations arrières après impacts d'une balle de 7.62 NATO sur plaque de polyéthylène 23 kg.m$^{-2}$ (3300 J) (26).**

de type pénétrant, bien qu'elles soient assimilées à un véritable effet arrière, la protection n'étant pas perforée.

La profondeur de déformation et la vitesse de déplacement de la face arrière de la protection balistique sont bien évidemment fonction du type de projectile et de son énergie cinétique, mais aussi de la protection elle-même, et des éléments la constituant (densité surfacique, poids, épaisseur, composition) (4).

### Ondes de pression

La courbe de pression obtenue juste à l'arrière de la protection lors d'un impact est très stéréotypée (4). On y décrit classiquement deux pics. Un premier pic très bref de quelques dizaines de microsecondes et d'amplitude élevée, de plusieurs mégapascal qui correspond à l'onde de pression, ou pression d'onde élastique, et un deuxième pic plus long de plusieurs centaines de microsecondes, moins ample, qui correspond à l'onde de déformation, ou force d'écrasement.

L'impact est aussi responsable d'un pic de pression intra-thoracique (fig. 5). Ce pic survient de façon retardée par rapport au double pic enregistré à l'arrière de la protection, soit aux alentours de 3 à 4 ms après l'impact. Il est plus prolongé (2 à 3 ms) et beaucoup moins intense (0,05 MPa) (36).

### Énergie cinétique résiduelle

Comme présenté plus haut, un des buts de la protection balistique est d'absorber le maximum d'énergie du projectile pour en transmettre le minimum et sur un maximum de surface au corps. Il est alors tentant de rechercher l'énergie cinétique résiduelle à la face arrière de la protection, dans le but de comparer ou de simuler l'effet arrière avec un projectile simple de masse, vitesse et surface d'impact équivalentes. Cependant, ceci n'est pas possible dans le cas d'un effet arrière à cause des

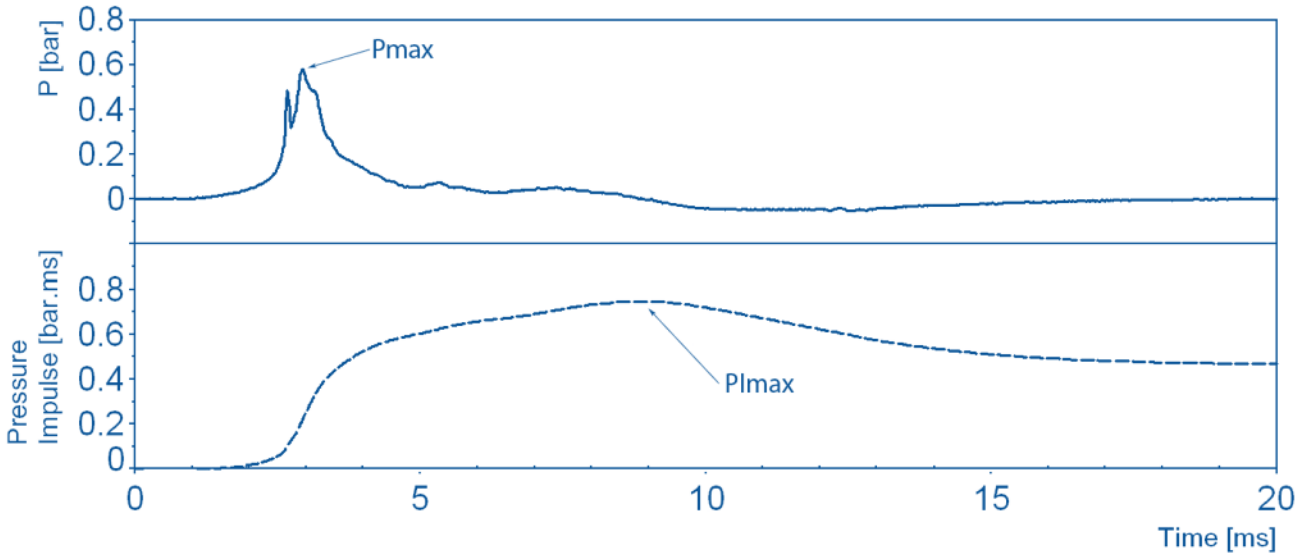



**Figure 5. Exemple d'enregistrement de pression intra-thoracique lors d'un impact thoracique d'un projectile de 7.62 OTAN sur un porc anesthésié protégé par un gilet muni d'une plaque dure additionnelle (40). Pmax : pression intra-œsophagienne maximale enregistrée lors de l'impact, PImax : impulsion intra-œsophagienne maximale.**

contraintes internes subies par la protection qui induisent un déplacement non-linéaire de la face arrière de la protection. Pour contourner le problème, il est possible d'utiliser, non pas l'énergie mais les forces appliquées.

## *Effets lésionnels*

Les effets lésionnels décrits ici sont issus soit d'essais de tirs thoraciques non transfixiants sur des porcs anesthésiés portant différentes protections balistiques, composées de packs souples éventuellement couplés à des plaques additionnelles, impactés par des munitions correspondant aux niveaux de protection des gilets, soit de la littérature générale sur les traumatismes thoraciques fermés, soit enfin, de quelques observations isolées d'effets arrière. La recherche d'effets arrière sur cadavre reste peu développée. Malheureusement, les données concernant les BABT au cours des derniers conflits armés ne sont pas disponibles.

### Lésions pariétales

Les lésions pariétales sont quasi systématiques dans les effets arrière. On retrouve :

• Érosions et plaies cutanées

Ces lésions peuvent être constituées soit par frottement, soit par écrasement. Les frottements induisent des lésions à type de brûlures alors que l'écrasement produit des contusions cutanées et sous-cutanées pouvant aller jusqu'à la plaie contuse (fig. 6). Parfois se produit un effet de perforation dans les phénomènes de *pencilling* (45).

• Réaction vasomotrice cutanée (RVMC)

La réaction vasomotrice cutanée entoure la zone contuse (éventuellement associée à une plaie) de deux liserés concentriques, le plus central correspondant à une zone ischémique (vasoconstriction), le plus périphérique à une zone de congestive (vasodilatation).

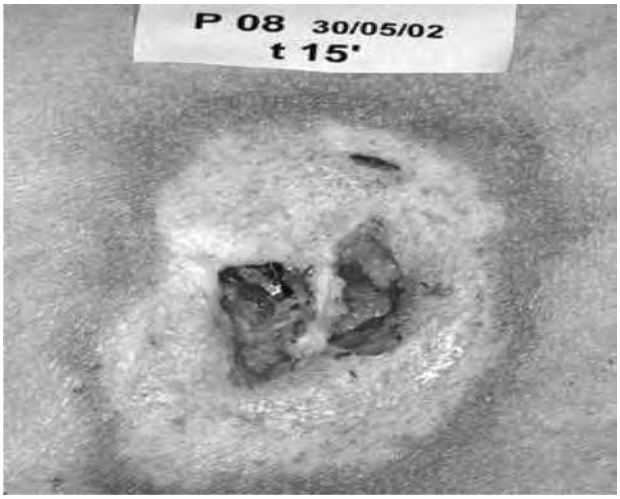



**Figure 6. Plaie cutanée par écrasement associée à une réaction vasomotrice cutanée sur un thorax de porc anesthésié, 15 s après l'impact (pack souple + plaque additionnelle, 7.62 NATO 3 200 J) (26).**

La RVMC est fugace. En moins de quinze minutes, il ne reste qu'une zone ecchymotique s'étant formée de façon centripète au dépend de la zone congestive puis de la zone ischémique (4).

• Fractures de côtes

Les fractures de côtes observées dans les effets arrière témoignent d'un mécanisme de flexion important dû au cône dynamique d'enfoncement (4). Ces fractures sont souvent limitées à la zone au contact du cône de déformation, mais peuvent aussi être éventuellement associées à des fractures ou luxations à distance.

• Effraction de la plèvre pariétale

Généralement associées aux fractures de côtes, les déchirures de la plèvre pariétale peuvent aussi être la conséquence d'une plaie perforante de la paroi

thoracique, mais restent rares dans le cas des effets arrière (4). En effet, mis à part le phénomène de *pencilling*, la profondeur de la déformation de la paroi thoracique reste contenue par la protection elle-même.

### Lésions pulmonaires

• Contusions et hémorragies pulmonaires

Les lésions pulmonaires observées en regard de la zone impactée sur le porc anesthésié sont la plupart du temps des contusions hémorragiques, associées parfois à quelques bulles d'emphysème traumatique. Il est possible de quantifier ces contusions pulmonaires par la mesure du volume de la contusion à l'analyse macroscopique du poumon (36). Ces contusions localisées sous l'impact peuvent atteindre 20 % du volume pulmonaire total, ce qui est décrit comme seuil de gravité pour l'apparition d'un syndrome de détresse respiratoire aiguë post-traumatique (46). Il est aussi possible d'appréhender cette mesure par l'imagerie médicale (tomodensitométrie), mais les résultats, fondés sur l'étude des ratios ventilation/perfusion, prennent plus en comptes les conséquences physiologiques que l'étendue réelle de la contusion pulmonaire hémorragique (36, 47).

Des lésions sur la face pulmonaire opposée sont aussi décrites pour des niveaux d'énergie d'impact élevés, correspondant à un phénomène soit de contrecoup, soit de pincement entre la paroi et le médiastin (4). Il n'est par contre jamais décrit de lésion sur le poumon controlatéral, qu'elle que soit la protection ou l'énergie d'impact.

• Pneumothorax, embolies gazeuses et hémothorax

Les pneumothorax et les hémothorax, bien que fréquemment liés aux traumas thoraciques (48) ne sont que très rarement décrits dans la littérature en ce qui concerne les effets arrière (4).

Concernant les embolies gazeuses, bien que décrites au décours du blast pulmonaire (48) et ainsi attendues lors des effets arrières, ne sont jamais retrouvées du fait de l'anesthésie générale pratiquée sur les animaux, empêchant de repérer les troubles neurologiques.

### Lésions cardiaques

Les lésions macroscopiques cardiaques telles que les contusions myocardiques, les ruptures de paroi ou les désinsertions de gros vaisseaux peuvent être observées, mais uniquement lors de tir à haute énergie en regard de l'aire cardiaque (26).

### Lésions abdominales

Des lésions abdominales, en particulier concernant les organes pleins situés au contact de la paroi (foie, rate, reins) pourraient être observées comme dans tout traumatisme fermé thoraco-abdominal (49) lors d'un éventuel impact situé en regard.

## *Conséquences physiologiques et cliniques*

Sur le plan respiratoire, l'impact est responsable d'une apnée immédiate se prolongeant sur quelques secondes. La reprise respiratoire est progressive, une bradypnée étant observée sur les premières minutes (4, 26, 50). La présence d'hémoptysies est un paramètre important est la conséquence directe d'une l'hémorragie intra-alvéolaire importante (4). Les gaz du sang montrent lors de la phase précoce une baisse franche de la $PAO_2$ et de la $SPO_2$, accompagnée d'une légère hausse de la $PACO_2$ et d'une acidose respiratoire non compensée, témoins d'un effet shunt initial (les alvéoles non fonctionnelles continuent à être perfusées), se normalisant généralement au bout d'une dizaine de minutes (4, 26) suite à l'exclusion circulatoire progressive de la zone contuse (51).

La réponse cardiaque lors de l'impact se fait en trois phases successives : une chute rapide de la fréquence cardiaque avec un minimum atteint en quelques dizaines de secondes suivie une tachycardie compensatrice et d'une normalisation en quelques minutes (4). La pression artérielle (systolique et diastolique) suit celle de la fréquence cardiaque avec une phase d'hypotension réactionnelle, puis d'hypertension compensatrice et enfin une normalisation. L'importance de ce collapsus cardio-vasculaire (chute de la pression artérielle moyenne de plus de 50 %) peut être responsable, à très court terme, d'une perte de conscience transitoire, ceci constituant un réel problème opérationnel. Ce collapsus est la conséquence d'une hyper stimulation vagale due à la distension rapide des récepteurs « S » au niveau du tissu pulmonaire (50, 52).

Les troubles du rythme révélés par l'enregistrement continu de l'électrocardiogramme, à type de tachycardie ventriculaire, torsade de pointe ou fibrillation ventriculaire, ne sont observés que lorsque les tirs intéressent l'aire cardiaque (26, 53). Ils s'accompagnent de troubles de la repolarisation et de modification de l'axe électrique (26).

Le taux de décès chez les animaux est variable selon les essais. Ces décès surviennent à la suite de troubles du rythme graves (fibrillation ventriculaire), de choc hémorragique (26) ou d'insuffisance respiratoire aiguë (4).

## *Corrélations*

Pour une même protection et un même projectile, la gravité des lésions ainsi que l'importance des paramètres physiques lors de l'impact sont liées à l'énergie d'impact du projectile. Cependant, cette énergie cinétique du projectile à l'impact ne correspond pas à l'énergie transmise au thorax. Elle est fonction de la protection. Ainsi, afin de comparer plusieurs protections, il est nécessaire d'établir un lien entre les lésions et la dynamique de déformation de la face arrière de la protection.

### Viscous criterion

Le *viscous criterion* (VCmax) a été mis au point initialement comme index traumatique en accidentologie automobile (54). Il correspond au maximum du produit de la vitesse de déformation (ici du thorax) par le taux de compression (rapporté à la déformation maximale) en fonction du temps. Le VCmax a l'avantage de n'utiliser que des données facilement accessibles (caractères du

cône dynamique d'enfoncement), et, étant largement répandu, il peut servir de base à des comparaisons entre les différentes études. Cependant, il faut bien souligner que le VCmax est, à l'origine, conçu pour des chocs alliant masses élevées et vitesses faibles, conditions exactement contraires à celles observées dans les effets arrière (petites masses, hautes vitesses). Ceci implique l'apparition de nouveaux phénomènes, comme l'onde de pression, pouvant modifier la sévérité des lésions (4). Malgré ceci, le VCmax reste une valeur validée en balistique lésionnelle (4, 55).

### Blunt criterion

Le *Blunt criterion* (BC) est très utilisé en balistique lésionnelle (37). Bien que validé au même titre que le VCmax (55), il ne peut malheureusement pas être utilisé pour qualifier les effets arrière. En effet, sa définition est fondée en partie sur l'énergie cinétique d'impact, impossible à calculer en ce qui concerne le cône d'enfoncement dynamique.

### Vitesse maximale de déformation

La vitesse maximale de déformation de la paroi thoracique a montré une bonne corrélation avec la mortalité à court terme (4). Cependant, l'étude réalisée reste critiquable car d'une part elle se fonde sur des expérimentations animales (porc) et d'autre part, se fonde sur le principe que la réponse biomécanique d'une carcasse d'animal (éviscéré qui plus est) est similaire à celle du thorax d'un animal vivant, mais cette hypothèse reste soumise à caution (39).

### Impulsion intra-thoracique

Il a été démontré que la valeur maximale de l'impulsion intra-thoracique lors de l'impact (qui correspond à l'intégration de la pression intra-thoracique au cours du temps) est fortement corrélée à la taille de la contusion pulmonaire, et ce de façon indépendante du type de protection (36). Ceci est particulièrement intéressant car cette corrélation ne fait a priori pas intervenir la conformation de la cage thoracique. Ainsi, ce résultat décrit chez le porc devrait être valide sur l'homme.

### Normalized work

Le travail de Stuhmiller et al. apporte un modèle original de lésion pulmonaire en cas de blast primaire (56). Le « *normalized work* » se calcule à partir de la vitesse de la paroi thoracique et de la pression intra-thoracique. Il est bien corrélé à l'importance de la contusion pulmonaire et à la mortalité. Cependant, ce critère n'a jamais été validé pour l'étude des effets arrière.

## *Similarités avec d'autres phénomènes étudiés*

Les effets arrière doivent être considérés comme des traumatismes thoraciques fermés (*blunt thoracic trauma*). Bien que connu depuis près d'un demi-siècle, les premières recherches sur le phénomène datent des années 80 et sont restées très confidentielles jusqu'aux années 90 (26). Ceci a pour conséquence une faible quantité accessible de données expérimentales.

Il est donc intéressant de se pencher sur des phénomènes similaires en matière d'effets physiques et physiologiques afin de regrouper les méthodes et les données. Les impacts se rapprochant le plus des effets arrière sont les impacts dus aux Armes à létalité réduite (ALR) cinétiques (36), les chocs en accidentologie automobile, et les impacts thoraciques par les balles de baseball (57, 58). Ces trois types d'impacts sont intéressants du fait de l'importance des recherches qu'ils suscitent.

La figure 7 montre les plages masse/vitesse des différents traumatismes cités plus haut (59). Il en résulte que l'accidentologie routière ne peut pas être comparée aux effets arrière en raison de l'utilisation de masses élevées et de vitesses faibles. Par contre, l'estimation masse/vitesse d'un effet arrière par l'impact d'une 7,62x51 mm Balle ordinaire sur protection balistique rigide permet de comparer ces effets arrière aux données issues du baseball ou des ALR.

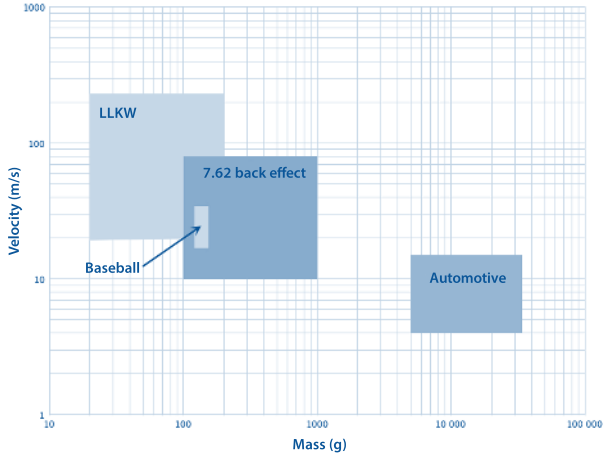



**Figure 7. Plages masse/vitesse des différents traumatismes thoraciques fermés d'après (61) avec l'estimation d'un effet arrière par 7.62 NATO sur protection rigide (4).**

## Lésions dues au blast

Sous certaines conditions, le port d'une protection balistique pourrait augmenter les risques de lésions de blast primaire (onde de pression). Ce phénomène peut être expliqué par un effet d'amplification de l'onde de pression par les effets de protection (60). Cependant, ce risque accru ne concerne que les lésions de blast primaire, la majorité des lésions rencontrées aujourd'hui lors des explosions étant de l'ordre du blast secondaire (éclats), contre lequel, ces protections restent pleinement efficaces et salvatrices.

## Conclusions

Les protections balistiques font aujourd'hui partie intégrante du système d'arme du combattant. Bien que

bénéficiant d'une conception de haute technologie, elles ne sont pourtant pas infaillibles. Au-delà d'un éventuel échec dans l'arrêt d'un projectile, nous avons vu que les effets arrière peuvent être à l'origine de lésions graves ou incapacitantes.

Les essais réalisés jusqu'à aujourd'hui ont concerné des porcs anesthésiés, parfois des cadavres humains, des simulants physiques et des modèles numériques, ces derniers étant élaborés à partir de données animales. Certaines données cliniques obtenues par comparaison avec des lésions proches comme celles induites par les balles de baseball permettent une première approche, mais on ne dispose pas de données physiologiques humaines en terme strict d'effet arrière par impact balistique en quantité suffisante.

Il apparaît donc indispensable de réaliser un suivi des lésions observées chez les porteurs de protection balistique, permettant de définir d'éventuels nouveaux axes de recherche dans le but d'améliorer au maximum le pouvoir protecteur des gilets, et non leur seul pouvoir d'arrêt qui se satisfait de simples bancs d'essais. Ce suivi doit porter non seulement sur les blessés, mais aussi sur les victimes d'impact « indemnes » ainsi que sur les décès.

Même si les protections balistiques actuelles semblent efficaces au regard du peu de retours négatifs, il faut veiller à ce que la logique de l'« *Iron Triangle* » (mobilité, puissance de feu et protection) ne cherche pas à trop diminuer le poids et donc le pouvoir protecteur des futures protections balistiques au profit de la mobilité.

**Les auteurs ne déclarent pas de conflit d'intérêt concernant les données présentées dans cet article.**

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES


1. Iremonger M, Gotts P. Practical personnal ballistic protection : past, present and future. The Hague, The Netherlands ; 2004.
2. Selection and application guide to personal body armor – NIJ Guide 100-01. US Department of Justice, Office of Justice Programs, National Institute of Justice – Law enforcement and corrections standards and testing program ; 2001.
3. Ivey KM, White CE, Wallum TE, Aden JK, Cannon JW, Chung KK, et al. Thoracic injuries in US combat casualties : a 10-year review of Operation Enduring Freedom and Iraqi Freedom. J Trauma Acute Care Surg. 2012 Dec ; 73 (6 Suppl 5) : S514-9.
4. Mayorga MA, Anderson I, van Bree JL, Gotts P, Sarron JC, Knudsen PJ. Thoracic Response to Undefeated Body Armour. 323rd ed. NATO RTO : 1-162.
5. Carey ME, Sacco W, Merkler J. An analysis of fatal and non-fatal head wounds incurred during combat in Vietnam by U.S. forces. Acta Chir Scand. 1982 ; 508 : 351-6.
6. Montgomery SP, Swiecki CW, Shriver CD. The evaluation of casualties from Operation Iraqi Freedom on return to the continental United States from March to June 2003. J Am Coll Surg. 2005 ; 201 (1) : 7-12.
7. Willy C, Voelker HU, Steinmann R, Engelhardt M. Patterns of injury in a combat environment. 2007 update. Chirurg. 2007 ed. 2008 Jan ; 79 (1) : 66-76.
8. Jones EL, Peters AF, Gasior RM. Early management of battle casualties in Vietnam. An analysis of 1,011 consecutive cases treated at a mobile army surgical hospital. Arch Surg. 1968 ed. 1968 Jul ; 97 (1) : 1-15.
9. Versier G, Le Marec C, Rouffi J. Quatre ans de chirurgie de guerre au GMC de Sarajevo (juillet 1992 à août 1996). Med Armées. 1998 ; 26 : 213-8.
10. Nau A, Dewaroquier A, Ponchel C, Becret A, Peytel E. Actualités sur les lésions traumatiques de guerre. Reanoxyo. 2008 ; 23:17-9.
11. Karahan M, Kus A, Eren R. An investigation into ballistic performance and energy absorption capabilities of woven aramid fabrics. Int J Impact Eng. 2008 ; 35 (6) : 499-510.
12. Rebouillat S. Tribological properties of woven para-aramid fabrics and their constituent yarns. J Mat Sci. 1998 ; 33 (13) : 3293-301.
13. Liden E, Berlin R, Janzon B, Schantz B, Seeman T. Some observations relating to behind-body armour blunt trauma effects caused by ballistic impact. J Trauma. 1988 ; 27 (S1) : 145-8.
14. Hinsley DE, Tam W, Evison D. Behind armour blunt trauma to the thorax – physical and biological models. The Hague, The Netherlands ; 2004.
15. Sondén A, Rocksén D, Riddez L, Davidsson J, Persson JK, Gryth D, et al. Trauma Attenuating Backing Improves Protection Against Behind Armor Blunt Trauma. J Trauma. 2009 ; 67 (6) : 1191.
16. Chinevere TD, Cadarette BS, Goodman DA, Ely BR, Cheuvront SN, Sawka MN. Efficacy of body ventilation system for reducing strain in warm and hot climates. Eur J Appl Physiol. 2008 ; 103 (3) : 307-14.
17. Lehmacher EJ, Jansing P, Küpper T. Thermophysiological responses caused by ballistic bullet-proof vests. Ann Occup Hyg. 2007 Jan 1 ; 51 (1) : 91-6.
18. Coast J, Cline C. The effect of chest wall restriction on exercise capacity. Respirology. 2004 Jun 1 ; 9 (2) : 197-203.
19. Ricciardi R, Deuster PA, Talbot LA. Metabolic demands of body armor on physical performance in simulated conditions. Mil Med. 2008 Sep 1 ; 173 (9) : 817-24.
20. Wilhelm M, Bir C. Female Body Armor Assessment : Current Methods and Future Techniques. The Hague, The Netherlands ; 2004.
21. Ballistics ESFW. Les protections balistiques. 2004.
22. Harel H, Kenig S. Delamination controlled ballistic resistance of polyethylene/polyethylene composite materials. App Composite Mat. 2002 ; 9:33-42.
23. Sarron JC. La modélisation numérique dans la définition de nouvelles protections individuelles antibalistiques. L'Armenent, DGA. 2001 ; Décembre : 54-61.
24. Mabry RL, Holcomb JB, Baker AM, Cloonan CC, Uhorchak JM, Perkins DE, et al. United States Army Rangers in Somalia : an analysis of combat casualties on an urban battlefield. J Trauma. 2000 Sep 1 ; 49 (3) : 515-28.
25. Champion HR, Bellamy RF, Roberts CP, Leppaniemi A. A profile of combat injury. J Trauma. 2003 ; 54 (5) : S13.
26. Sendowski I, Martin D, Muzellec JJ, Breteau J. Effets arrières des gilets de protection en mode non transfixiant : recherche de normes de tolérance. Report DRET 93/1349J- Diffusion Restreinte. 1994.
27. Fackler ML, Bellamy RF, Malinowski JA. The wound profile : illustration of the missile-tissue interaction. J Trauma. 1988 ed. 1988 Jan ; 28 (1 Suppl) : S21-9.
28. Belmont PJ, Thomas D, Goodman GP, Schoenfeld AJ, Zacchilli M, Burks R, et al. Combat Musculoskeletal Wounds in a US Army Brigade Combat Team During Operation Iraqi Freedom. J Trauma. 2011 Nov 1 ; 71 (1) : E1-E7.
29. Mehran R, Connelly P, Boucher P, Côté M. Modern war surgery : the experience of Bosnia. 2 : The clinical experience. Can J Surg. 1995 Aug 1 ; 38 (4) : 338-46.
30. Kosashvili Y, Hiss J, Davidovic N, Lin G, Kalmovic B, Melamed E,

et al. Influence of personal armor on distribution of entry wounds : lessons learned from urban-setting warfare fatalities. J Trauma. 2005 ; 58 (6) : 1236.
31. Haus R, Bouguerra C, Mayorg E, Nivoix P, Prat N, Verret C, et al. Blessures par arme à feu et engins explosifs dans les armées. Résultats de la surveillance épidémiologique de 2004 à 2008. Med Armées. 2011 ; 39 (1) : 89-96.
32. Knudsen JT, Sorensen OH. The destabilising effect of body rmour on military rifle bullets. Int J Leg Med. 1997 ; 110 : 82-7.
33. Missliwetz J, Denk W, Wieser I. Study on the wound ballistics of fragmentation protective vests following penetration by handgun and assault rifle bullets. J Forensic Sci. 1995 ; 40 : 582-4.
34. Tumbleson M. Swine in biomedical research. press P, editor. New York ; 1986.
35. Drobin D, Gryth D, Persson J, Rocksén D, Arborelius UP, Olsson LG, et al. Electroencephalogram, circulation, and lung function after high-velocity behind armor blunt trauma. J Trauma. 2007 ; 63 (2) : 405.
36. Prat N, Rongieras F, Voiglio E, Magnan P, Destombe C, Debord E, et al. Intrathoracic pressure impulse predicts pulmonary contusion volume in ballistic blunt thoracic trauma. J Trauma [Internet]. 2010 ; 69 (4) : 749-55. Available from : http://journals.lww.com/jtrauma/Abstract/2010/10000/Intrathoracic_Pressure_Impulse_Predicts_Pulmonary.3.aspx
37. Sturdivan LM, Viano DC, Champion HR. Analysis of injury criteria to assess chest and abdominal injury risks in blunt and ballistic impacts. J Trauma. 2004 Mar ; 56 (3) : 651-63.
38. Prat N. Les simulants en balistique lésionnelles. Reanoxyo. 2008 ; 23:11-2.
39. Viano D, Kroel C, Warner Y. Comparative thoracic impact response of living and sacrificed porcine siblings. SAE int. 1977 Jan 1 ; Technical paper 770930.
40. Arbogast KB, Maltese MR, Nadkarni VM, Steen PA, Nysaether JB. Anterior-posterior thoracic force-deflection characteristics measured during cardiopulmonary resuscitation : comparison to post-mortem human subject data. Stapp Car Crash J. 2006 Nov 1 ; 50 : 131-45.
41. King AI, Viano DC, Mizeres N, States JD. Humanitarian benefits of cadaver research on injury prevention. J Trauma. 1995 Apr ; 38 (4) : 564-9.
42. Sarron JC, Prat N, Magnan P, Destombe C, Pilet C, Vuillemot V, et al. How numerical simulation and experimental studies can help to enhance protection against BABT. Quebec, Canada ; 2010:1-9.
43. Bolduc M, Anctil B. Improved Test Methods for Better Protection, a BABT Protocol Proposal for STANAG 2920. Quebec, Canada ; 2010: 609-18.
44. Gotts PL, Fenne PM. Use of the BABT Rig for Soft Body Armour Assessments. Quebec, Canada ; 2010:549-58.
45. Lewis E, Johnson P, Bleetman A, Bir C, Horsfall I, Watson C, et al. An investigation to confirm the existence of « pencilling » as a non-penetrating behind armour injury. The Hahue, The Netherlands ; 2004.
46. Miller PR, Croce MA, Bee TK, Qaisi WG, Smith CP, Collins GL, et al. ARDS after pulmonary contusion : accurate measurement of contusion volume identifies high-risk patients. The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care. 2001 Aug ; 51 (2) : 223-8-discussion 229-30.
47. Batchinsky AI, Jordan BS, Necsoiu C, Dubick MA, Cancio LC. Dynamic changes in shunt and ventilation-perfusion mismatch following experimental pulmonary contusion. Shock. 2010 Apr 1 ; 33 (4) : 419-25.
48. Saïssy JM. Urgences et réanimation en milieu militaire. Arnette ; 2000.
49. Muller L, Bénézet JF, La Coussaye JE, Navarro F, Eledjam JJ. Contusions abdominales graves : stratégie diagnostique et thérapeutique. In : Encyclopédie Médico-Chirugicale. Elsevier Masson ; 2003.
50. Gryth D, Rocksén D, Arborelius UP, Drobin D, Persson J, Sondén A, et al. Bilateral vagotomy inhibits apnea and attenuates other physiological responses after blunt chest trauma. J Trauma. 2008 ; 64 (6) : 1420.
51. Couret D, De Bourmont S, Prat N, Cordier P-Y, Soureau J-B, Lambert D, et al. A pig model for blunt chest trauma : no pulmonary edema in the early phase. Am J Emerg Med. 2013 Aug ; 31 (8) : 1220-5.
52. Klein Y, Cohn SM, Proctor KG. Lung contusion : pathophysiology and management. Curr Opin Anaesthesiol. 2002 ; 15 (1) : 65.
53. Sarron JC, Destombe C, Da Cunha J, Martinez M, Vassout P. Lésions thoraciques fermées par balle de guerre. Étude comparative de deux plaques de protection : céramique et polyéthylène. Rapport contrats DGA/DSP/STTC n°98028, 9810075, 98040. Diffusion Restreinte. 1999.
54. Viano DC, Lau IV. A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment. J Biomech. 1988 ; 21 (5) : 387-99.
55. Bir C, Viano DC. Design and injury assessment criteria for blunt ballistic impacts. J Trauma. 2004 Dec ; 57 (6) : 1218-24.
56. MacFadden LN, Chan PC, Ho KH-H, Stuhmiller JH. A model for predicting primary blast lung injury. J Trauma Acute Care Surg. 2012 Nov ; 73 (5) : 1121-9.
57. Janda DH, Bir CA, Viano DC, Cassatta SJ. Blunt chest impacts : assessing the relative risk of fatal cardiac injury from various baseballs. J Trauma. 1998 Feb ; 44 (2) : 298-303.
58. Nicholls RL, Elliott BC, Miller K. Impact injuries in baseball : prevalence, aetiology and the role of equipment performance. Sports Med. 2004 ; 34 (1) : 17-25.
59. Bir C, Viano D, King A. Development of biomechanical response corridors of the thorax to blunt ballistic impacts. J Biomech. 2004 Jan ; 37 (1) : 73-9.
60. Phillips YY, Mundie TG, Yelverton JT, Richmond Dr Cloth ballistic vest alters response to blast. The Journal of Trauma : Injury, Infection, and Critical Care. 1988 Jan ; 28 (1 Suppl) : S149-52.