



FIZJOLOGICZNE I BIOLOGICZNE EFEKTY RANY POSTRZAŁOWEJ

Physiological and biological effects
of a gunshot wound



Grzegorz Motrycz

Wydział Zarządzania i Nauk Technicznych, Menedżerska Akademia Nauk Stosowanych w Warszawie, Polska

Grzegorz Motrycz –  0000-0003-0203-7993

Streszczenie

Inspiracją do powstania pracy były doniesienia o tym, co się dzieje na wojnie rosyjsko-ukraińskiej w zakresie amunicji stosowanej przez stronę rosyjską, pomimo obowiązujących obostrzeń w tej kwestii. Celem artykułu jest analiza oraz opisanie zjawisk, które występują podczas penetracji tkanki miękkiej przez pocisk. W pracy przedstawiono syntetyczny opis prowadzonych badań i rozwoju dyscypliny, jaką jest balistyka rany. Omówiono początki eksperymentów, które dały podstawy do opracowania aparatu badawczego i numerycznego do opisu balistyki rany. W dalszej części opisano zjawiska zachodzące w tkance miękkiej podczas penetracji przez pocisk, omówiono proces tworzenia się kanału trwałego oraz jamy chwilowej w zależności od rodzaju użytych pocisków i ich parametrów technicznych oraz przedstawiono przykładowe zdjęcia z przeprowadzonych eksperymentów. Przedstawiony opis dotyczy tylko mechanizmu interakcji pocisk–tkanka miękka, nie uwzględnia innych czynników rażenia, takich jak odłamki po uderzeniu pocisków artyleryjskich, rakiet, granatów czy też min. Ciężkość obrażeń i ich profil zmienia się w wyniku obrotu pocisku. Gdy obraca się pod kątem 90 stopni, miażdży tkankę boczną powierzchnią. Skutkuje to również wzrostem siły. Należy pamiętać, że szybkość transferu energii wzdłuż kanału rany nie jest jednolita w całym ciele, ponieważ pocisk w czasie penetracji może zmieniać trajektorię czy też fragmentować. Ponadto tkanka ludzka jest niejednorodna. Jama chwilowa może powstać w zależności od kilku czynników: kształtu, prędkości, kalibru pocisku, penetrowanych narządów, przez które lub w pobliżu których przechodzi trajektoria lotu pocisku oraz ciśnienia lub fali uderzeniowej, która może powodować zarówno bliższe, jak i dalsze obrażenia ciała.

Abstract

The paper was inspired by reports on the Russian-Ukrainian war in terms of the ammunition used by the Russian army despite the introduced restrictions in this regard. The aim of the paper was to analyse and describe phenomena that occur during soft tissue penetration by a bullet. The paper presents a synthetic description of the ongoing research and the development of the discipline of wound ballistics. The beginnings of experiments that provided the basis for the development of a research and numerical apparatus for the description of wound ballistics are discussed. Further parts of the paper describe the phenomena occurring in soft tissue during bullet penetration, discusses the process of creating a permanent channel and a temporary cavity, depending on the type and technical parameters of bullets used, as well as present sample images from the conducted experiments. The presented description concerns only the mechanism of the projectile-soft tissue interaction and does not take into account other destruction factors, such as fragments from artillery shells, rockets, grenades or mines. The severity and profile of injuries change as a result of bullet rotation. When the projectile rotates at a 90-degree angle, it crushes the tissue with its side surface. This also results in an increase in force. It should be borne in mind that the rate of energy transfer along the wound channel is not uniform throughout the body, as the projectile may change trajectory or undergo fragmentation during penetration. Additionally, human tissue is not homogeneous. A temporary cavity may develop depending on several factors, such as the shape, velocity, calibre of the projectile, the penetrated organs through or near which the trajectory of the projectile passes, and the pressure or shock wave that may cause both proximal and distal injuries.

Słowa kluczowe: pocisk; postrzał; kanał trwały; jama chwilowa; balistyka rany

Keywords: bullet; gunshot; permanent wound channel; temporary cavity; wound ballistics

DOI 10.53301/lw/192430

Praca wpłynęła do Redakcji: 03.07.2024

Zaakceptowano do druku: 19.08.2024

Autor do korespondencji:

Grzegorz Motrycz
Wydział Zarządzania i Nauk Technicznych,
Menedżerska Akademia Nauk Stosowanych
w Warszawie,
ul. Kawęczyńska 36, 03-772 Warszawa
e-mail: grzegorz.motrycz@outlook.com

Rys historyczny

Tematyka balistyki rany ma około 1000 lat – tyle liczą sobie pierwsze zapisy o przodku współczesnego pistoletu – małej armacie wykonanej z kutego żelaza bądź brązu, mocowanej za pomocą skórzanego rzemienia. Ówczesny pistolet wykorzystywał jako pocisk żelazną kulę o średnicy około 0,09 m. Ładunkiem miotającym był proch strzelniczy (czarny) o masie około 0,1 kg [1]. Chase i Needham pistolet ten, o masie 3,5 kg i długości 0,34 m, nazwali ręcznym działem Heilongjiang [2–3]. Od tego momentu rozpoczęła się ewolucja urządzeń miotających i stosowanej w nich amunicji, a tym samym rozwój dyscypliny naukowej – balistyki ran. Za jej początek można przyjąć lata 30. XIX wieku, natomiast pierwszy znaczący przełom nastąpił w latach 70. XIX wieku, kiedy Emil Theodor Kocher, szwajcarski chirurg, opracował hydrodynamiczną teorię efektu rany postrzałowej, stanowiącą podwaliny pod rozwój dyscypliny. W 1895 r. jako pierwszy uczony wykorzystał żelatynę do przeprowadzenia eksperymentu balistycznego, którego celem było zobrazowanie penetracji tkanki miękkiej przez pocisk [4]. Nowatorskie zaplanowanie eksperymentu z wykorzystaniem dostępnych wówczas możliwości technicznych, w połączeniu z zainteresowaniem Kochera obszarem balistyki ran, dało podwaliny do opracowania racjonalnych zasad stanowiących podstawy naukowe współczesnej balistyki ran.

Kolejną osobą, która miała swój wkład w rozwój dyscypliny, był pułkownik Louis Anatole La Garde, oficer Korpusu Medycznego Armii Stanów Zjednoczonych. W latach 90. XIX wieku przeprowadzał on eksperymenty balistyczne w celu wykazania, że pociski posiadające większą prędkość, o twardym rdzeniu powodują obrażenia mniejszego rozmiaru podczas penetracji tkanki miękkiej niż pociski z miękkim rdzeniem o większym kalibrze [5]. La Garde w swoich badaniach skupił się na transferze energii kinetycznej poruszającego się pocisku w tkance miękkiej. Doszedł do wniosku, że za transfer energii w tkance miękkiej odpowiada prędkość pocisku w chwili uderzenia [5].

W 1901 roku generał John T. Thompson oraz pułkownik Louis Anatole La Garde ustalili, że w kanale trwałym, powstałym w wyniku penetracji tkanki miękkiej przez pocisk, energia kinetyczna pocisku nie zawsze jest głównym czynnikiem decydującym o ciężkości powstałych obrażeń [5–7]. Ponadto obaj potwierdzili, że zastosowanie większego kalibru tego samego pocisku może spowodować obrażenia o cięższym charakterze [5].

Kolejną osobą, która przyczyniła się do rozwoju balistyki rany, był generał Julian Hatcher, który opracował model uwzględniający pęd, a nie energię kinetyczną (model Hatchera). Hatcher zdawał sobie sprawę, że pociski wystrzelone z broni krótkiej powodują mniejsze obrażenia wewnątrz poza kanałem trwałym niż pociski karabinowe [8].

Lindsey i Mendelsen to badacze, którzy w latach 50. XX wieku, jeszcze przed konfliktem w Wietnamie, dokonali pomiarów histopatologicznych i pomiarów zjawisk biofizycznych, na podstawie których przygotowali modele prezentujące korelacje absorpcji energii z uszkodzeniem tkanki w funkcji głębokości kanału rany [7].

Pod koniec lat 70. oraz na początku 80. XX wieku szwedzcy uczeni, Janzon i Seeman [9], pochylił się nad próbą określenia zależności ilościowej, tj. wskaźnika ilości oczyszczonej tkanki do uszkodzenia tkanki (ang. *index of tissue damage*) [9].

Te wszystkie próby i badania dały impuls do znaczącego rozwoju prac pułkownika dr. Facklera z armii Stanów Zjednoczonych, który jako pierwszy dokonał porównania materiału imitującego tkankę ludzką (żelatyny balistycznej) z żywą tkanką (eksperyment na świniach). Tym samym ustalił i wprowadził do literatury model żelatyny 10-procentowej, który pozwalał na badania w ośrodku imitującym mięśnie ludzkie [10, 11]. Jako pierwszy wprowadził kalibrację żelatyny balistycznej, aby zapewnić zgodność pomiędzy wytwarzanymi partiami żelatyny oraz dokonać porównania uzyskanych wyników testów balistycznych. Używał w tym celu wiatrówki, z której wystrzeliwał śrut z określoną prędkością w blok żelatynowy. Użyty śrut stalowy posiadał jednolity kształt, który niwelował odchylenie się od nadanego kierunku, deformowanie się i fragmentowanie. Zaproponowana metoda kalibracji pozwoliła na korelację danych pochodzących z różnych eksperymentów przeprowadzonych przez badaczy w latach wcześniejszych [12].

Fizjologiczne i biologiczne efekty ran postrzałowych w żywym organizmie

Mechanizmy urazu

Balistykę rany można zdefiniować poprzez interakcję pocisku z tkanką [13]. Skutek biologiczny interakcji możemy określić na podstawie:

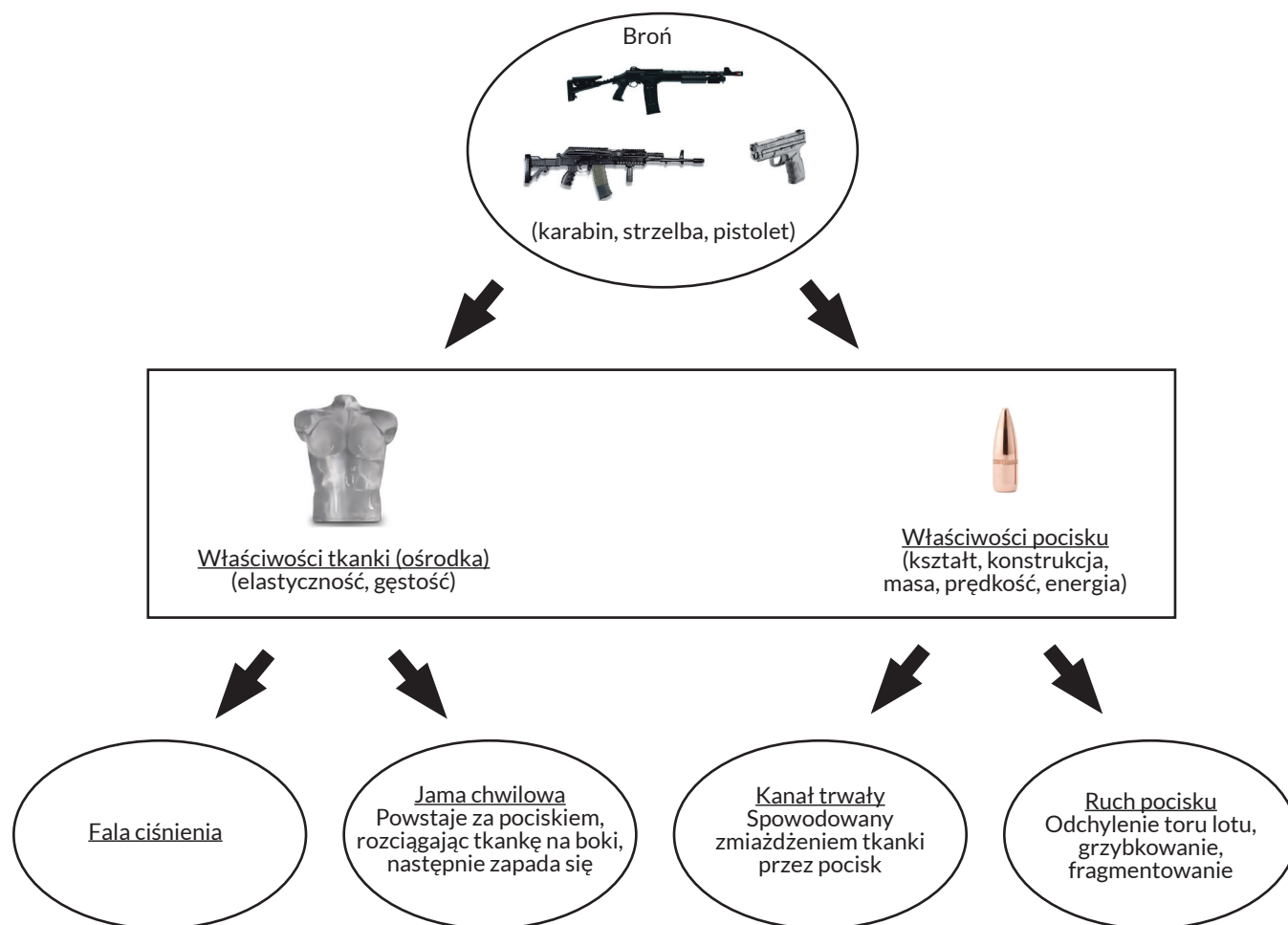
- parametrów konstrukcyjnych pocisku: masy, kształtu, materiału, budowy, kalibru, prędkości;
- parametrów tkanki miękkiej: gęstości, elastyczności, lepkości, struktury, anatomii.

Parametry te zostały schematycznie przedstawionych na rycinie 1.

Pocisk poruszający się w powietrzu podlega działaniu siły oporu aerodynamicznego oraz siły grawitacji, przy czym siła grawitacji ma stały zwrot i wartość, natomiast wartość siły oporu aerodynamicznego jest zmienna. Aby siła oporu aerodynamicznego nie spowodowała koziołkowania pocisku, do stabilizacji wykorzystuje się zjawisko żyroskopowe, co wymaga nadania pociskowi dużej prędkości obrotowej (zwykle około 200 000 obr./min). Dodatkowym efektem związanym ze zjawiskiem żyroskopowym jest boczny dryft pocisku – jest on skierowany w prawo dla pocisków obracających się zgodnie z ruchem wskazówek zegara, a w lewo dla pocisków obracających się przeciwnie. Dryft ten jest bardzo nieznaczny i ma praktyczne znaczenie tylko przy strzelaniu na duże odległości.

Wartość energii kinetycznej, którą pocisk pozostawia w celu (ośrodku penetracji) jest uzależniona w dużej mierze od energii w chwili uderzenia, a ta zależy od prędkości w momencie uderzenia oraz od masy pocisku.

Dodatkowe czynniki decydujące o zachowaniu się pocisku podczas penetracji w ośrodku zależą od budowy pocisku: tj. materiału, z którego jest wykonany, deformacji pocisku czy jego fragmentacji.



Rycina 1. Czynniki odpowiadające za ciężkość rany. Opracowanie własne

Wartość energii kinetycznej pocisku w momencie uderzenia w cel możemy określić za pomocą wzoru:

$$E_i = \frac{m \times V^2}{2} \quad (1)$$

gdzie: V – prędkość pocisku, m – masa pocisku.

Bilans energetyczny pocisku w ośrodku imitującym tkankę miękką możemy zapisać następująco:

$$E_r = E_i - E_{def} - E_d \quad (2)$$

gdzie: E_r – energia kinetyczna szczątkowa pocisku, E_i – energia uderzenia, E_{def} – energia kinetyczna zużywana do deformacji pocisku, E_d – energia kinetyczna rozpraszana w ośrodku.

Energię kinetyczną rozproszoną w ośrodku penetracji możemy opisać równaniem opracowanym przez Martela, a przedstawionym przez Kneubuehla [14]:

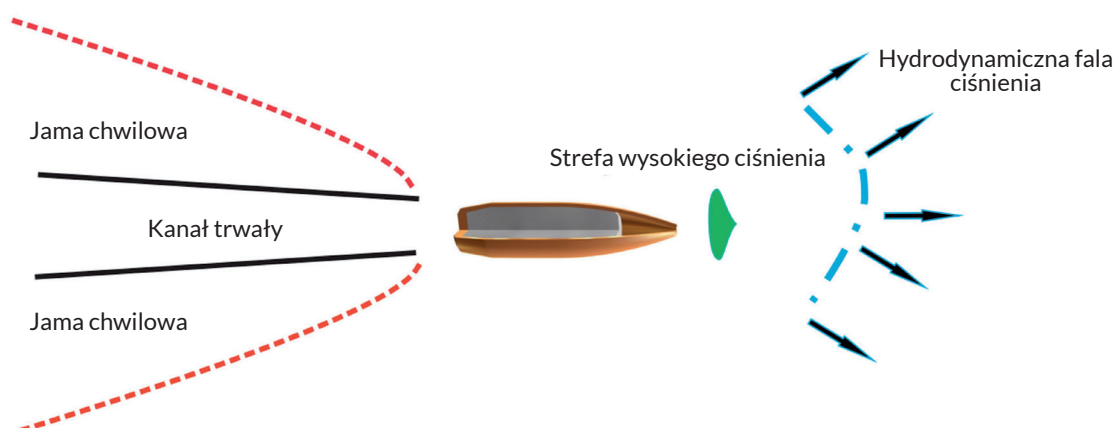
$$E_d = C_v \times V \quad (3)$$

gdzie: C_v – stała materiałowa ośrodka, V – objętość kanału trwałego.

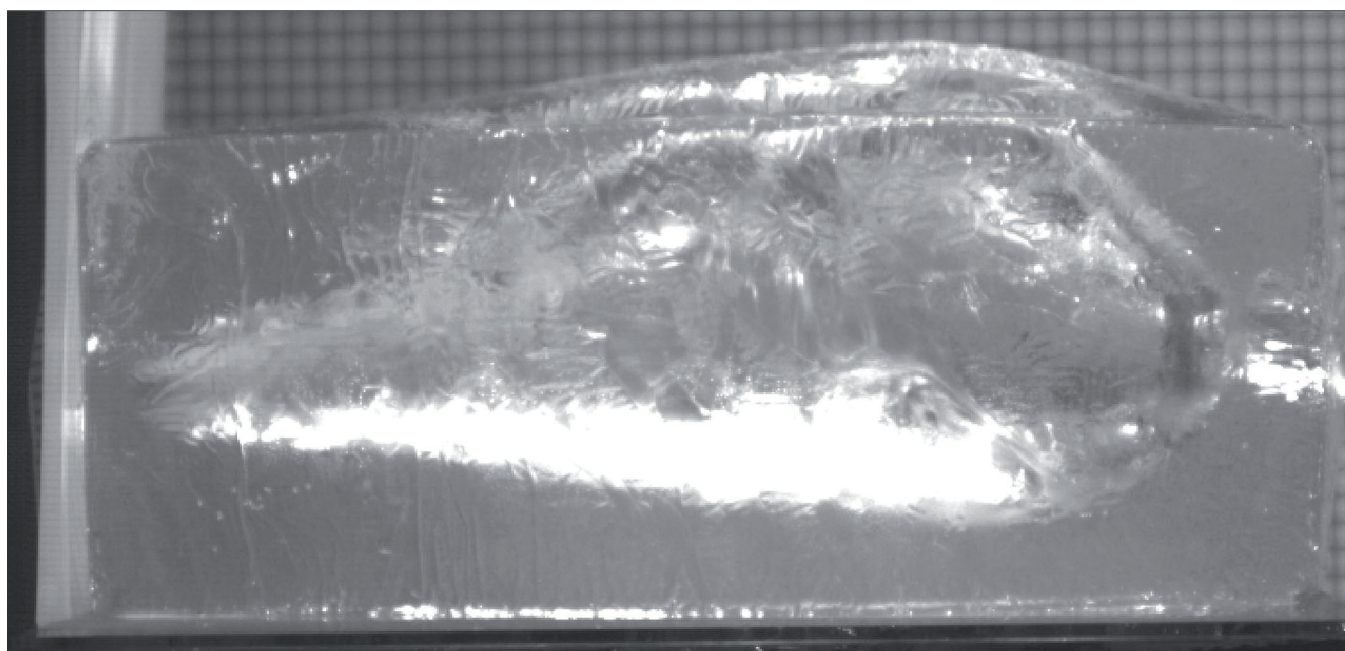
Energia kinetyczna pocisku przechodzącego przez tkankę miękką zmniejsza się, co spowodowane jest znacznym wyhamowaniem jego prędkości. Pocisk zwalniając, zamienia energię kinetyczną na pracę, która jest wykonywana podczas miażdżenia, rozrywania, rozciągania tkanki miękkiej z przodu oraz wokół toru penetracji pocisku, z jednoczesnym promieniowym odrzucaniem na zewnątrz penetrowanej tkanki, tworząc w ten sposób jamę chwilową o średnicy znacznie większej niż kaliber poruszającego się pocisku. To zjawisko po raz pierwszy zostało opisane przez Woodruffa, a zaprezentowane w pracy Jussili [7]. Schematycznie przedstawiono je na rycinie 2.

Niestabilność ruchu pocisku, jego deformacja i fragmentacja zwiększają ilość rozpraszanej energii, tym samym przyczyniają się do stworzenia obszerniejszego kanału chwilowego (jamy).

W początkowym okresie penetracji średnica kanału wlotowego szybko się zwiększa, następnie jama chwilowa przechodzi serię stopniowych pulsacji i skurczów o mniejszej amplitudzie zanim ostatecznie zniknie, pozostawiając jamę trwałą (kanał), która jest skutkiem połączenia zmiażdżonej i rozdrobnionej tkanki. Przykład jamy chwilowej przedstawiono na rycinie 3, natomiast kanał trwały na rycinie 4.



Rycina 2. Schemat poglądowy zjawiska występującego w wyniku penetracji tkanki ludzkiej przez pocisk. Opracowanie własne wzorowane na pracy Facklera [15]



Rycina 3. Widok jamy chwilowej w balistycznej żelatynie syntetycznej pocisku kalibru .308 Win. Fot. G. Motrycz

Poruszający się pocisk podczas penetracji może powodować uszkodzenia tkanki miękkiej w dwóch różnych mechanizmach: zgniatającym lub rozciągającym [16–18].

Mechanizm zgniatający, kanał trwały

Tkanka miękka znajdująca się w trajektorii poruszającego się pocisku jest miażdżona i wyrywana przez ciśnienie dynamiczne wytworzone przed wierzchołkiem poruszającego się pocisku. Powoduje to rozpad tkanki, co przejawia się wytworzeniem kanału stałego [16, 17, 19].

Im większa prędkość pocisku, tym dalej tkanka odsunie się od pocisku, bowiem wielkość naprężenia tkanki w stosunku do granicy jej sprężystości jest uzależniona od wielkości przechowywanej energii (funkcja siły oporu pocisku). Aby doszło do trwałego uszkodzenia, powstania kanału trwałego, struktura tkanki lub narządu musi się

przemieścić na skutek ruchu pocisku. Po przekroczeniu progu elastyczności tkanki lub narządu występuje trwałe uszkodzenie (pęknięcie, rozerwanie), spowodowane naprężeniem.

Mechanizm rozciągający, jama chwilowa

Dokonując oceny możliwości wystąpienia mechanizmu jamy chwilowej, należy rozróżnić pociski o dużej prędkości (zwykle karabinowe) i pociski o niskiej prędkości (przeznaczone do pistoletu, rewolweru). Należy jednak pamiętać, że terminy te są nieprecyzyjne i czasami mogą być mylące, bowiem w sprzedaży są również pociski karabinowe poddźwiękowe, osiągające prędkość 325 m/s, przeznaczone do karabinów z krótką lufą i tłumikiem. Pocisk podczas penetracji celu wytraca energię kinetyczną, co skutkuje znaczącymi różnicami w siłach oddziałujących na tkankę i powstający profil rany.

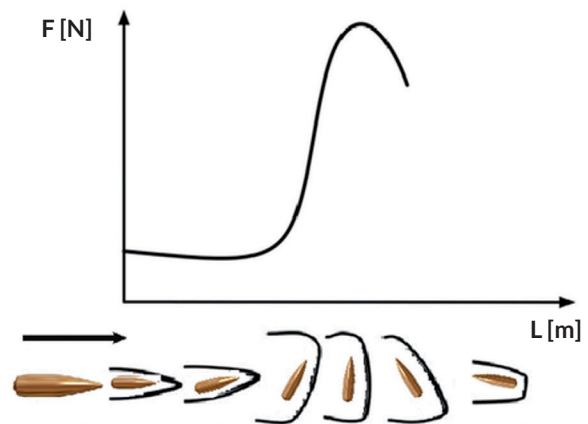


Rycina 4. Widok kanału trwałego w balistycznej żelatynie syntetycznej pocisku kalibru .308 Win. Fot. G. Motrycz

Fackler stwierdza: „Energia kinetyczna” ... nie ujawnia nic na temat wielkości, rodzaju i lokalizacji rozerwania tkanki... Siła pomiędzy penetrującym pociskiem a tkanką pozostaje ukryta za abstrakcyjną „energią kinetyczną” [6, 20]. Wartość tej siły (interakcji pocisku z tkanką) jest lokalną prędkością zmiany wartości energii kinetycznej na danej głębokości penetracji. Energia kinetyczna tracona przez pocisk odpowiada ilości pracy wykonanej w tkance przez ten pocisk. Zmiana wartości energii kinetycznej w ciele podczas penetracji jest równa siłom działającym w każdym punkcie tego ciała (tkanki). Oznaczenie wartości sił działających na tkankę pozwala określić zakres uszkodzenia tkanki. Obszar pod krzywą zależności siły od głębokości penetracji równa się całkowitej ilości energii utraconej przez pocisk podczas penetracji. Całkowita ilość utraconej energii jest mniejsza od energii w chwili uderzenia.

Początek transferu energii przez niezrykoszetowany pocisk penetrujący tkankę miękką ma przebieg jak przedstawiono na rycinie 5, to znaczy w zależności od swojej konstrukcji i głębokości penetracji zmianie ulega punkt krzywizny siły w funkcji przemieszczenia.

Wzrost wartości siły przedstawionej schematycznie na rycinie 5 może wystąpić tylko w przypadku powiększenia



Rycina 5. Poglądowy schemat przebiegu siły (F) w funkcji długości penetracji (L) tkanki miękkiej przez pocisk. Opracowanie własne

penetrowanego obszaru wynikającego z odchylenia (odchylenie osi pocisku w stosunku do jego trajektorii, czyli wystąpienia momentu obrotowego wywołanego przez siłę opóźniającą, która działa na przednią część pocisku).

Jak wspomniano, penetracja tkanki miękkiej zależy od wielu czynników. Należą do nich:

- konstrukcja i materiał pocisku – pociski bardzo twarde i wytrzymałe nie ulegają plastycznym odkształceniom podczas penetracji, natomiast pociski miękkie zostają odkształcone albo rozerwane na części (ulegają defragmentacji);
- zarys pocisku – pociski ostrołukowe mają tendencję do szybkiej utraty stabilności w tkance miękkiej, przez co zaczynają koziołkować i szybciej wytracają prędkość niż pociski z kulistym wierzchołkiem;
- prędkość pocisku – w zależności od prędkości pocisk może się przełamać, czyli może nastąpić zmiana kształtu kanału chwilowego oraz charakter odkształcenia pocisku.

Utrata stabilizacji pocisku dotyczy przede wszystkim pocisków ostrołukowych, których konstrukcja powoduje obniżenie lub utrudnienie grzybkowania. Pomimo opływowego kształtu pocisk w wyniku utraty stabilizacji w tkance, która jest gęstsza od powietrza około 890 razy, zaczyna koziołkować i charakter obrażeń jest cięższy.

W przypadku pocisków karabinowych pełnopłaszczkowych (ang. *full metal jacket*) odpornych na odkształcanie, z niską wartością współczynnika balistycznego podczas penetracji tkanki miękkiej trajektoria nie będzie się zmieniała, lot będzie stabilny, a obrażenia mniejsze.

Wnioski

- Ciężkość (profil) obrażeń zmienia się w wyniku obrotu pocisku. Gdy pocisk obraca się pod kątem 90 stopni, powoduje wzrost wartości siły, przekładający się na transfer energii kinetycznej przekazanej do tkanki.
- Szybkość transferu energii wzdłuż kanału rany nie jest jednolita w tkance, ponieważ pocisk w czasie penetracji może zmieniać trajektorię (koziołkować), fragmentować. Ponadto penetrowana tkanka jest niejednorodna.

- Na kształt jamy chwilowej mają wpływ: kształt pocisku, jego prędkość, kaliber, miejsce penetracji tkanki (narządów), przez które lub w pobliżu których przechodzi trajektoria lotu pocisku, oraz ciśnienie fali uderzeniowej, która może powodować zarówno bliższe, jak i dalsze obrażenia ciała.
- Rany spowodowane odłamkami, fragmentami korpusu min czy rakiet mają odmienny kształt, ze względu na występujący dodatkowo efekt ciśnienia i temperatury.
- Profil rany będzie inny w przypadku posiadania kamizelki taktycznej. Przy penetracji tkanki miękkiej pocisk będzie posiadał mniejszą energię kinetyczną w ciele, natomiast dojdą wówczas obrażenia klatki piersiowej spowodowane złamaniem chrząstek żebrowych.

Piśmiennictwo

1. Andrade T. The Gunpowder Age: China, Military Innovation, and the Rise of the West in World History. Princeton University Press, 2016; pp. 44–54. doi: 10.2307/j.ctvc77j74
2. Chase K. Firearms. A Global History to 1700. Cambridge University Press, 2008
3. Needham J. Science and Civilisation in China. Volume 5: Chemistry and Chemical Technology. Part 7 Military Technology: The Gunpowder Epic. First Edition, Cambridge University Press, 1986
4. Fackler ML, Dougherty PJ. Theodor Kocher and the Scientific Foundation of Wound Ballistics. Surg Gynecol Obstet, 1991; 172: 153–160
5. La Garde LA. Gunshot injuries: how they are inflicted, their complications and treatment. New York, William Wood and Company, 1914
6. Fackler ML. Wound ballistics. A review of common misconceptions. JAMA, 1988; 259: 2730–2736. doi: 10.1001/jama.259.18.2730. Erratum in: JAMA 1988; 260: 3279
7. Jussila J. Wound ballistic simulation: Assessment of the legitimacy of law enforcement firearms ammunition by means of wound ballistic simulation. Academic dissertation. Helsinki 2005: 112, <https://helda.helsinki.fi/server/api/core/bitstreams/b758e04f-315c-4d32-bd4f-5b791abebbef/content>
8. Sellier KG, Kneubuehl BP. Wound ballistics and the scientific background. Elsevier Amsterdam, 1994
9. Janzon B. High-energy missile trauma: A study of the mechanisms of wounding of muscle tissue. Göteborg, Sweden University of Göteborg. Doctoral dissertation. 1983, <http://hdl.handle.net/2077/11919>
10. Fackler ML, Kneubuehl BP. Applied wound ballistics, what's new and what's true. J Trauma (China), 1990; 6, Supplement, 32–37
11. Fackler ML. Wound profiles. Wound Ballistics Review, 2001; 5: 25–38
12. Haag LC. Ballistic Gelatin: Controlling Variances in Preparation and a Suggested Method for the Calibration of Gelatin Blocks. AFTE Journal, 1989; 21: 483–489
13. Müller N. Zur Altersbestimmung beim Menschen unter besonderer Berücksichtigung der Weisheitszähne. Universität Erlangen-Nürnberg: Dissertation; 1990, Germany
14. Kneubuehl BP. Measuring the Wounding Potential of Rifle and Handgun Ammunition. International workshop on wound ballistics. 23–24.3.1999 Thun, Switzerland
15. Fackler ML. Ballistic injury. Ann Emerg Med, 1986; 15: 1451–1455. doi: 10.1016/s0196-0644(86)80941-6
16. Loitz C. Untersuchungen zur Entwicklung der Weisheitszähne als ein Kriterium der Altersbestimmung. Dissertation. Hamburg, Germany, 1992
17. Nortjé CJ. The permanent mandibular third molar. Its value in age determination. J Forensic Odontostomatol, 1983; 1: 27–31
18. Fendel H. Die Methodik der radiologischen Skelettalterbestimmung. Radiologe 1976; 16: 370–380
19. Behrendsen E. Studien über die Ossification der menschlichen Hand vermittels des Röntgen'schen Verfahrens. Dt Med Wochenschr, 1897; 23: 433–435
20. Fackler ML. Gunshot wound review. Ann Emerg Med, 1996; 28: 194–203. doi: 10.1016/s0196-0644(96)70062-8