

616-001.45

MECHANISMUS DESTRUKČNÍHO ÚČINKU U PROJEKTILOVÝCH PORANĚNÍ

Pplk. MUDr. Dušan ŠIMKOVIČ, plk. prof. MUDr. Bohumil KONEČNÝ, CSc., mjr. MUDr. Jan FOLVARSKÝ,
mjr. MUDr. Vladimír ŠPAČEK

Vojenská lékařská akademie J. E. Purkyně, Hradec Králové
(náčelník: plk. doc. MUDr. Josef Fusek, DrSc.)

II. chirurgická klinika FN-KÚNZ, Hradec Králové
(přednosta: prof. MUDr. Bohumil Konečný, CSc.)

Válečná chirurgie není velkým odvětvím chirurgie, což však nemusí být vždy pravdou. V budoucnu může být kdykoliv a kterýkoliv chirurg postaven před skutečnost, kdy bude nucen ošetřit osoby, které utrpěly střelné poranění. Jejich správné léčení závisí na pochopení mechanismu, kterým střely zranění způsobují, na studiu vzniklých fyzikálních příznaků a na základě těchto studií na porozumění patologie vzniklých poranění (11).

Projektil může způsobit poranění následujícími účinky:

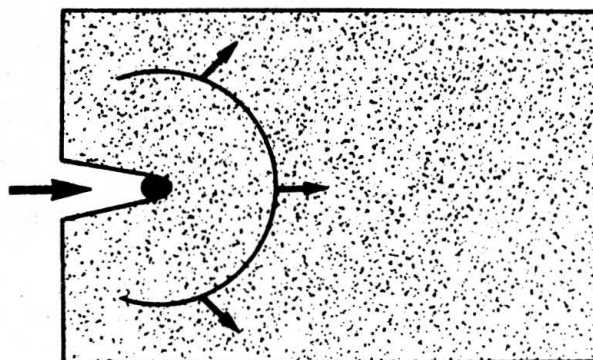
1. lacerací a hmožděním
2. šokovou vlnou
3. dočasnou dutinou.

Lacerace a hmoždění vznikají účinkem pomalu letících střel s rychlostí do 340 m/s (8). Dochází zde jenom k poranění orgánů v přímém kontaktu s projektillem. Vážnější poranění vznikají jen v případě přímého zasažení vitálních orgánů, ev. větších cév. V tomto případě není tkáním přilehlým ke střelnému kanálu předáváno významné množství energie projektilu (3, 5, 7, 13).

Další dva zraňující mechanismy probíhají tak rychle, že mohou být zachyceny jen při použití vysokorychlostní kamery. Dochází k nim při rychlosti střely vyšší, než je rychlost šíření zvuku, tj. přibližně 340 m/s. Tato hranice dle posledních poznatků dělí střely na nízko a vysokorychlostní.

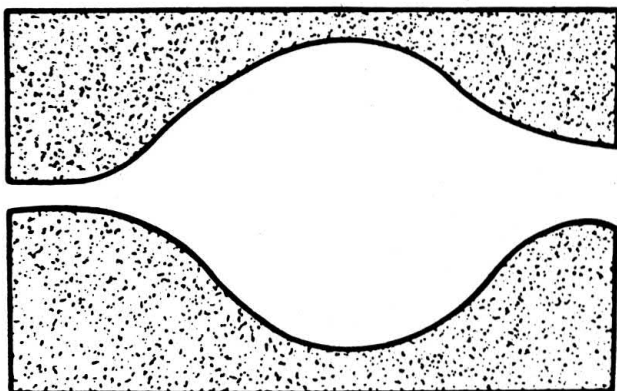
Při pronikání solidní tkáně způsobuje vysokorychlostní střela před sebou výraznou kompresi, která se šíří dále ve sférické formě jako šoková vlna (10) (obr. 1). Rychlost šíření šokové vlny je stejná jako rychlost šíření zvuku ve vodním prostředí, tj. 1500 m/s. Tlakové změny tohoto zraňujícího mechanismu trvají jen

kolem milióntiny sekundy, ale dosahují hodnot až 10 MPa. V důsledku těchto extrémních hodnot způsobují výrazné poškození tkání na značnou vzdálenost od permanentního střelného kanálu (11). Solidní tkáň, jako jsou svaly, játra, slezina a mozek reagují v důsledku zvýšeného obsahu vody velmi citlivě na tento druh poškození.



Obr. 1

Hlavním ničivým faktorem vysokorychlostních střel je dočasná dutina (12) (obr. 2). Po zasažení organismu uvolňuje penetrující projektil velmi rychle vlastní energii. Tato je absorbována okolními tkáněmi, které jsou prudce akcelerovány dopředu a do stran. Vzniká dočasná dutina dosahující přibližně 30–40 průměrů střely. Dutina má subatmosférický tlak a při komunikaci se zevním prostředím dochází k aktivnímu nasávání bakteriálního agens a nečistot z okolí rány (16). Dutina dosahuje maximálních rozměrů během několika málo milisekund a záhy kola-



Obr. 2

buje pulzujícím způsobem a zanechává relativně úzký permanentní střelný kanál, který můžeme vidět při operaci (14).

Tzv. „kavitační efekt“ působí těžké poškození tkání a je příčinou „explozivní“ povahy poranění vysokorychlostní střelou. Čím větší množství energie předá střela tkáním, tím větších rozměrů dosahuje dočasná dutina a dochází tím k výraznějšímu poškození organismu. Příznak kavitace způsobuje rozdrčení měkkých tkání, porušení drobných cév. Skelet může být roztržěn, i když nebyl přímo zasažen. Větší cévy a nervy jsou v důsledku vyšší elasticity poškozeny nástěnně. Na intimě cév vznikají patologické změny, i když nejsou přítomny zevní známky poranění. Trombóza a stáza v cévním řečišti jako následek kavitace rozšiřuje později rozsah nekrotického poškození tkání. Unikání plazmy z patologicky změněných cév je zdrojem edému a kompresivní ischemie (11).

Kavitační efekt se uplatňuje u všech tkání, například končetin, břicha, hrudníku a hlavy. Některé tkáně, jako svaly, játra, mozek a tkáně s vyšší hustotou všeobecně jsou na poškození tímto mechanismem velmi citlivé. Naopak jiné, jako například plíce, které mají nižší hustotu, jsou vůči tomuto poškození rezistentnější (17).

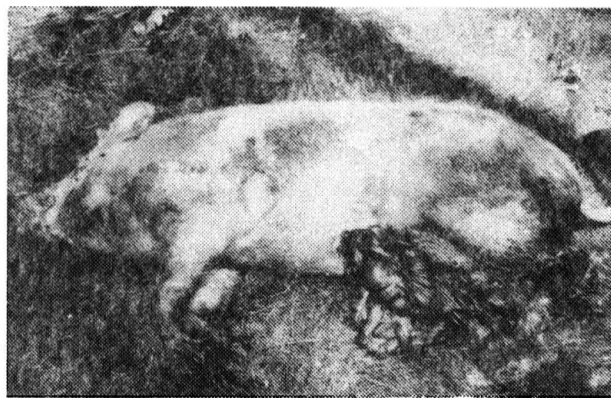
Kavitační efekt v závislosti na rychlosti projektilu lze sledovat na blocích zhotovených z 20% želatiny, který svými vlastnostmi napodobuje měkké tkáně a je používán jako průhledné prostředí (1, 2, 4, 6). Při použití projektilu tvaru ocelové koule o průměru 5 mm, váze 2 mg a s rychlostí kolem 460 m/s jsou na sérii záběrů vysokorychlostní kamery s 8000 otáčkami zaznamenány následující změny. Při pronikání projektilu do bloku vzniká dutina kónického tvaru se stopou želatiny vystřelené zpět do oblasti vstřelu. Při dalším pronikání projektilu se rozměr dutiny zmenšuje, tvar dutiny se stává tenčím, protože se snižuje rychlost projektilu. Poté projektil vystupuje ze želatiny, opouští pokusný blok během doby kratší než 2 milisekundy a tlačí před sebou malé množství želatiny tvořící „čepičku“ projektilu. Ostatní změny na sériogramu probíhají poté, co projektil opustil želatiny blok. Dočasná dutina se prudce zmenšuje pulzujícím způsobem s rychlým přestavěním želatiny bloku.

Při zvýšení rychlosti projektilu na 770 m/s jsou kavitační změny zřetelnější. Střela proniká blokem za 0,5 milisekundy. Výrazné kavitační změny přetrvávají i poté, co projektil opustil želatiny blok. V tomto případě je projektil předáván mnohem vyšší energií, která způsobuje enormní kavitaci. Elasticita želatiny není schopna absorbovat předanou energii. Želatina je vypuzována z výstřelu, blok je porušený, a dokonce i po 30 milisekundách je kavitace stále přítomna. Po odeznění kavitace zůstává v bloku úzký permanentní střelný kanál s četnými trhlinami, způsobujícími destrukci želatiny bloku. To znamená, že u vysokorychlostní střely letící rychlostí vyšší než 770 m/s není elasticita okolních tkání schopna přijmout kavitaci a účinek se vskutku stává explozivním (9, 11, 15).

Zvýšený ranivý účinek vysokorychlostních střel je ve srovnání s účinkem klasických střel, dosahujících nižší rychlosti, evidentní při poranění tkání různého charakteru. Nejmarkantnějším se jeví u dutinových poranění, zejména však dutiny břišní. Po vstupu vysokorychlostní střely do dutiny břišní dochází během 1–2 milisekund k enormnímu vyklenutí břicha. Záhy dochází k další expanzi břicha delšího trvání, ale menší intenzity. Tento účinek je označován jako exploze a je potvrzením explozivní povahy poranění vysokorychlostní střelou.

Negativní tlak vzniklý uvnitř dutiny břišní způsobuje závažné poškození orgánů, které obsahují vzduch. Prudké zvětšení volumu intestinálních plynů může vést k mnohočetným perforacím střeva i v místech vzdálených od střelného kanálu (11).

Výše popsaným účinkem dochází k devastující intraabdominální destrukci. Exploze způsobuje v mnoha případech expresi útrob z dutiny břišní (obr. 3), trhá mezenterium a vyvolává rupturu cév v značné vzdálenosti od střelného kanálu.



Obr. 3

Souhrn

Ve snaze o pochopení patologie střelných poranění znázorňují autoři mechanismus destruktivního účinku u projektilových poranění v závislosti na rychlosti. Uvedena rychlost 340 m/s jako hranice mezi pomalu letící a vysokorychlostní střelou.

Dočasná dutina prezentována jako hlavní ničivý faktor vysokorychlostních střel. Zdůrazněna skutečnost, že při rychlosti projektilu 770 m/s a vyšší se stává účinek střely vskutku explozivním. Struktury v okolí permanentního kanálu při výše uvedených rychlostech nejsou schopny přijmout kavitaci, což má za následek jejich výraznou destrukci.

Účinek tzv. kavitačního efektu se jeví nejmarkantnějším u dutinových poranění, zejména při postižení dutiny břišní.

Literatura

1. AMATO, J. J. et al.: Vascular injuries. Arch. Surg., 101, 1970, č. 8, s. 167–173.
2. BERLIN, R. H. et al.: A proposed standard methodology for estimating capacity of small calibre projectiles or other missiles. Acta chir scand., 508, 1982, Suppl., s. 11–28.
3. DIMOND, F. C., COLONEL, L., RICH, N. M.: M-16 rifle wounds in Vietnam. J. Trauma, 7, 1967, č. 5, s. 619–625.
4. DITTMANN, W.: Wundballistische Untersuchungen zur Klinik der Schädel-Hirn-Schlussverletzungen. Wehrmed. Mschr., 33, 1989, č. 1, s. 3–14.
5. FACKLER, M. L., BELLAMY, R. F., MALINOWSKI, J. A.: Wounding mechanism of projectiles striking at more than 1.5 km/sec. J. Trauma, 26, 1986, č. 3, s. 250–253.
6. FECKLER, M. L. et al.: Wounding potential of the russian AK-74 assault rifle. J. Trauma, 24, 1984, č. 3, s. 263–267.
7. HUGHES, J. L., GRIEND, R. V., BENNETT, L.: Gunshot fractures. Unfallchirurg, 89, 1986, č. 11, s. 515–520.
8. JANZON, B., SCHANTZ, B., SEEMAN, T.: Scale effects in ballistics wounding. J. Trauma, 28, 1988, č. 1, s. 29–32.
9. ONUBA, O.: Management of civilian gunshot wounds in a Nigerian general hospital. Arch. Emerg. Med., 4, 1987, č. 2, s. 73–76.
10. ORDOG, G. J., WASSERBERGER, J., BALASUBRAMANIAM, S.: Shotgun wound ballistics. J. Trauma, 28, 1988, č. 5, s. 624–631.
11. OWEN-SMITH, M. S.: High velocity missile wounds. London, Edward Arnold Ltd. 1981. 182 s.
12. PONS, J., COURBIL, L. J.: Ces balles a haut transfert d'énergie. Méd. Armées, 13, 1985, č. 6, s. 517–526.
13. RAGSDALE, B.: Gunshot wounds: A historical perspective. Milit. Med., 149, 1984, č. 6, s. 301–314.
14. RAGSDALE, B., JOSSELSO, A.: Predicting temporary cavity size from radial fissure measurements in ordonance gelatin. J. Trauma, 28, 1988, č. 1, s. 5–9.
15. RICH, N. M.: Vietnam missile wounds evaluated in 750 patients. Milit. Med., 133, 1968, č. 1, s. 9–22.
16. TIKKA, S.: The contamination of missile wounds with special reference to early antimicrobial therapy. Acta chir. scand., 508, 1982, Suppl., s. 281–287.
17. WIND, G., FINLEY, R. W., RICH, N. M.: Three dimensional computer graphic modeling of ballistic injuries. J. Trauma, 28, 1988, č. 1, s. 16–20.

Klíčová slova: Vysokorychlostní střela; Mechanismus poranění.