

FORENZNÍ BIOMECHANIKA



FORENZNÍ BIOMECHANIKA

- ▶ je vědní obor, který aplikuje biomechaniku a biomechanické metody na zkoumání kriminalistických stop s biomechanickým obsahem, které vznikly v důsledku pohybové činnosti člověka a které souvisí s vyšetřovanou událostí (informaci o svalově-kosterním aparátu pachatele nebo jeho pohybovém chování).

▶ **Tři hlavní období vývoje:**

- 1.etapa:(1889 – 1971) „Pravěk biomechanických aplikací“
- okrajové využití v rámci trasologie
- 2.etapa: (1971 – 1994) vznik kriminalistické biomechaniky
– první aplikace biomechaniky v kriminalistice,
forenzní vize na katedře anatomie, biomechaniky a antropomotoriky FTVS UK v Praze (prof. Karas)
- 3.etapa: (od 1994 – do současnosti) vznik forenzní biomechaniky – hlavní aplikace jsou biomechanika extrémního dynamického zatěžování organismu, biomechanika pádu z výšky a biomechanický obsah trasologických stop, na katedře kriminalistiky Policejní akademie ČR v Praze.

OBLASTI VYUŽITÍ FORENZNÍ BIOMECHANIKY

- a. Biomechanický obsah trasologických stop
- b. Mechanické extrémní dynamické zatěžování organismu
- c. Biomechanické posouzení pádů obětí z výšky, nejčastěji z okna domu
- d. Využití biomechaniky při konstrukci motorových vozidel a jejich vybavení.
- e. Biomechanický aspekt při řešení dopravních nehod motorových vozidel
- f. Velmi zajímavý a pro policejní praxi přínosný je pohled na aplikace biomechaniky při vedení střetného boje zblízka v sebeobraně
- g. Identifikace osob podle biomechanické analýzy lokomoce
- h. Biomechanický obsah stop ručního písma
- i. Studium biomechanického obsahu stop vnitřní strany rukou, případně dlaní

TABULKA ROZLOŽENÍ PŘÍPADŮ ŘEŠENÝCH POMOCÍ FORENZNÍ BIOMECHANIKY

Problematika v období let 1994-2007	Počet případů
Biomechanika pádu z výšky – posuzování zavinění cizí osobou, působení vnější síly	43
Extrémní dynamické zatěžování organismu – zpravidla údery do hlavy, posuzování otázky tolerance organismu, přežití, vzniku fraktur lebečních kostí	24
Pád ze stoje na zem, pád ze schodů – posuzování průběhu pádu, možnost cizího zavinění, příčiny pádu	15
Biomechanická analýza chůze – identifikace osoby podle dynamického stereotypu chůze, stanovení geometrických charakteristik osob	4
Analýza střetného boje – stanovení reakčních časů, možnosti silového působení, reálnost obranných reakcí	4
Dopravní nehody – mechanické působení na účastníky dopravní nehody uvnitř vozidla a mechanické působení na sražené osoby.	3
Bodnutí nožem – silové působení při bodnutí, možnost účasti druhé osoby, stanovení síly na probodnutí kůže	2
Biomechanický obsah trasologických stop lokomoce - predikce tělesné výšky pachatele a způsobu lokomoce podle zanechaných stop lokomoce	1
Ostatní – ojedinělé případy např. poranění osoby hozeným granátem, poranění vazů v koleni při rvačce, třesení hlavou dítěte, oběšení, smrtelné zranění při skoku do dálky.	4
<u>Celkem</u>	100

VÝPOČET TĚLESNÉ VÝŠKY Z DÉLKY BOSÉ NOHY (BERTILLON):

$$dn = 8,6 \cdot (vT + 0,05) \cdot 302$$

$$vT = 6,98 \cdot dn - 0,1$$

$$vT = 7 \cdot dn$$

dn – délka nohy
vT – výška těla

VÝPOČET TĚLESNÉ VÝŠKY Z DÉLKY BOSÉ NOHY (STRAUS):

tělesná výška = $2,6 \times$ délka obuvi + $4,3 \times$
šířka obuvi + 55

(v centimetrech)

Odchylka +/- 4cm

BIOMECHANIKA PÁDŮ LIDSKÉHO TĚLA

- ▶ Rozdělení pádů podle výšky:

- pád ze stoje

- pád z výšky

- volný pád

- ▶ Rozdělení pádů podle toho, zda je tělo před vlastním pádem v klidu, nebo v pohybu:

- pasivní pády

- aktivní pády

▶ Rozdělení pádů podle toho, zda tělo při pádu rotuje:

-s rotací

-bez rotace

▶ Rozdělení dopadů podle nálezu poškození těla:

-primární dopad těla

-sekundární dopad těla

• Od okamžiku opuštění podložky tělo nabývá:

- vertikální polohu

- horizontální polohu

OBJEKTIVNÍ PŘÍČINY PÁDŮ

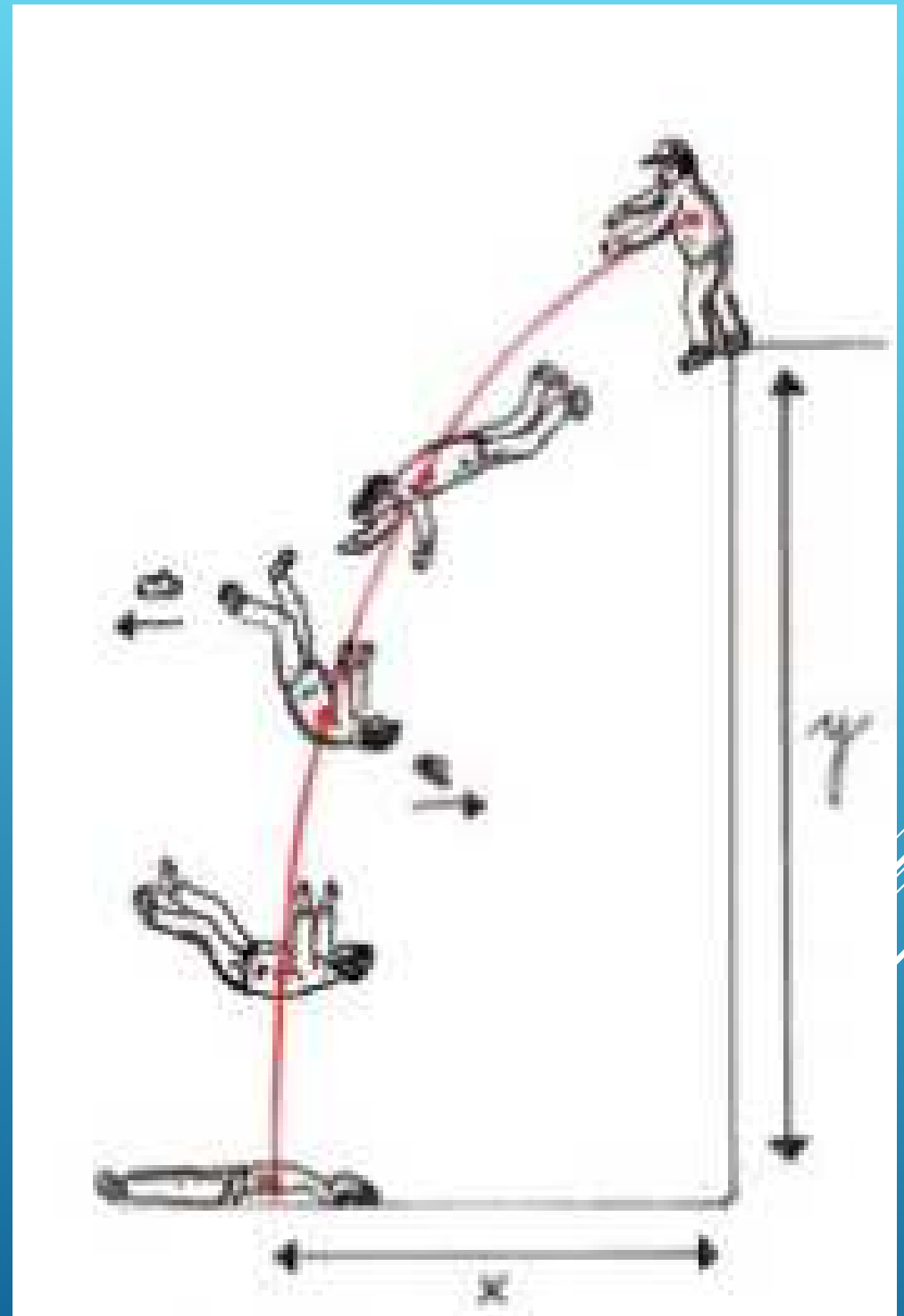
- ▶ **nepozornost** - zakopnutí, zachycení oděvu na hranici nebezpečné výšky, špatně zvolený kotevní bod, únava atd.
- ▶ **jiné selhání** - nepředpokládané přírodní jevy (vítr, náhlá námraza atd.), selhání techniky, materiálu, náhlé zdravotní problémy atd.
- ▶ **způsob sebevraždy** – pád z budov, mostů a také pád do volných hloubek

MODELY PRO SIMULOVÁNÍ PÁDŮ Z VÝŠKY

- ▶ Experimentální výzkum – pokusné osoby skáčou z věže do vody, simulované pády pomocí vhodných figurín, simulace pomocí PC programů
- ▶ Matematické modelování:
 1. Tělo se při pádu chová jako otevřený kinematický řetězec.
 2. Těžiště těla se při pádu pohybuje po parabole.
 3. Z polohy vstoje do okamžiku ztráty kontaktu (zpravidla horizontální poloha) se tělo pohybuje po kružnici.
 4. Na tělo působí jen ty síly, které vznikly v okamžiku odrazu.
 5. Pád těla je z relativně malé výšky, a proto sílu odporu vzduchu lze zanedbat.

Hlavní determinanty před vznikem pádu, které předurčují typ pádu, jsou:

bod odrazu,
úhel odrazu,
bod dopadu,
výška pádu




BIOMECHANICKÁ ANALÝZA PÁDŮ UMOŽŇUJE ŘEŠIT NÁSLEDUJÍCÍ OTÁZKY:

- ▶ Byl pád osoby spontánní, bez přiložených vnějších sil, tedy padala osoba bez cizího zavinění, bez výstrčení, případně bez vlastního odrazu?
- ▶ Byl naopak pád způsoben a dopad ovlivněn působením vnějších sil, tedy se osoba buď odrazila, nebo byla vystrčena?
- ▶ Lze přibližně vypočítat velikost přiložené vnější síly v okamžiku ztráty kontaktu?
- ▶ Odpovídá vzdálenost dopadu těla od svislice pravděpodobné výšce pádu?
- ▶ V případě, že se osoba odrazila, je možné orientačně vypočítat velikost vektoru rychlosti odrazu?
- ▶ Lze podle mechanismu pádu a dopadu usuzovat na sebevražedný skok, nebo nešťastnou náhodu, nebo úmyslné výstrčení druhou osobou?


PRO VÝPOČET TRAJEKTORIE TĚŽIŠTĚ JE NEZBYTNÉ ZÍSKAT NÁSLEDUJÍCÍ INFORMACE:

- ▶ Měření vzdálenosti dopadu těla od svislice pádu - nejkratší vzdálenost, nejdelší vzdálenost.
- ▶ Poloha těla při dopadu - skrčená, vzpřímená.
- ▶ Tělesná výška a hmotnost těla.
- ▶ Úhel délkové osy těla (osa trupu) k základně budovy.
- ▶ Posouzení druhu poranění a intenzity při primárním a sekundárním pádu
- ▶ Odlet oděvních součástí, především obuvi a pokrývky hlavy - zda při pádu odletly boty, kde byly nalezeny, kde se našla např. čepice atd.
- ▶ Výška předpokládaného pádu, tedy odkud oběť přibližně spadla, tj. například výška okna, parapetu atd.


ROZSAH POŠKOZENÍ TĚLA A JEDNOTLIVÝCH TKÁNÍ JE ZÁVISLÝ NA:

- ▶ rychlosti těla v okamžiku dopadu,
 - ▶ kontaktní ploše těla a podložky v okamžiku dopadu,
 - ▶ charakteru a tvaru dopadové plochy,
 - ▶ úhlu dopadu
 - ▶ a charakteru tkání, které byly při pádu poškozeny.
- 

SÍLA ÚDERU, KTERÁ PŮSOBÍ NA TĚLO V OKAMŽIKU DOPADU JAKO DESTRUKČNÍ SÍLA, JE PRIORITYNĚ ZÁVISLÁ

- ▶ na dopadové rychlosti
 - ▶ hmotnosti těla
 - ▶ čas destrukce, tedy ten časový okamžik, při kterém rychlost těla nabývá nulovou hodnotu.
- 

NEZÁVISLE NA DRUHU PÁDU VZNIKAJÍ PRINCIPIÁLNĚ DVA DRUHY PORANĚNÍ:

- ▶ místní (primární) - v místech bezprostředního kontaktu přiložených traumatizujících destrukčních sil v okamžiku dopadu těla na podložku.
 - ▶ vzdálené (sekundární) - druhotná poranění vzdálená od míst primárních poranění.
- 

BIOMECHANICKÁ ANALÝZA CHŮZE

- ▶ první aplikace se objevují od počátku devadesátých let
- ▶ identifikaci osoby podle dynamického stereotypu chůze
- ▶ Nevýhoda: změna podmínek (např. oblečení, světelné podmínky, úhel kamery nebo dokonce rychlost chůze) může způsobit více odchylek u jedné osoby než mezi dvěma rozdílnými osobami
- ▶ náročné na čas, skladování a analýzu mnoha dat.

EXTRÉMNÍ DYNAMICKÉ ZATĚŽOVÁNÍ ORGANISMU

- ▶ napadne oběť úderem pěstí, kamenem, kladivem, basebalovou pálkou nebo jiným pevným předmětem
- ▶ útok směřován na hlavu oběti
- ▶ posouzení odolnosti organismu, jeho snášenlivost na vnější zatížení
- ▶ zda napadená osoba zemřela ihned, nebo nějaký čas přežívala a teoreticky by bylo možné ji zachránit

Za tupé poranění lebky je považováno každé poranění lebky, při němž nevznikají řezná, sečná nebo bodná zranění a při němž je úder veden plochou tupého předmětu; podstatné je působení vnější úderné síly plochou úderného předmětu.

Hlavní roli kinematických nebo dynamických parametrů, které charakterizují vnější poškozující faktor, můžeme formulovat jako poměr doby trvání mechanického zatížení na hlavu (lebku) k délce vibrace (chvění) tkáně. Označíme-li t_z dobu, po kterou působilo mechanické zatížení na hlavu, a t_v dobu po kterou trvala vibrace měkkých tkání, pak index I, charakterizující faktor poškození, lze vyjádřit

$$I = \frac{t_z}{t_v}$$

Pokud je index $I < 1$, tj. mechanické působení je velmi krátké, mechanismus poškození mozku je spojen se zvýšením nitrolebního tlaku, na lebku působí kontaktní síly a charakteristické pro tento druh deformace je, že silové působení je skončeno dříve, než dochází k deformaci mozku. V tomto případě není pro deformaci mozku významná velikost působící síly, ale zvýšení nitrolebního tlaku.

V případě, že $I > 1$, je deformace mozku podmíněna velikostí přiložené síly, která působí na lebku relativně po dlouhou dobu. V tomto případě není rychlost působící síly významná.

Jestliže index $I = 1$, má významný vliv na deformaci mozku změna rychlosti přiložené síly. Přejídná charakteristika deformace mozku se shoduje s dobou trvání mechanického působení.

Podle doby silového působení a charakteru přiložených sil na lebku je možné mechanické poškození mozku rozdělit do tří skupin:

- 1. Úderné působení** - vzniká při mechanickém radiálním úderu hlavy předmětem, doba trvání kontaktní síly je menší než 50 milisekund. V těchto případech se jedná o úder hlavy tvrdým předmětem, úder hlavou o tvrdou překážku nebo jejich kombinace. Jedná-li se o úder vysokou rychlostí velmi tvrdým předmětem nebo náraz hlavy na pevnou podložku (např. úder do hlavy kamenem, ocelovým předmětem, náraz lebky na ocelovou nebo betonovou podložku), pak čas kontaktu síly je 1 - 5 ms, při střetu chodce s automobilem je kontakt silového působení 5 - 15 ms, při úderu volnou rukou do hlavy je doba kontaktu 20 - 30 ms.
- 2. Impulzní působení** - je charakteristické především změnou vektoru rychlosti hlavy bez přímého mechanického působení na lebku; charakteristické pro impulzní působení je radiální dynamické působení v časové relaci 50 - 200 ms (např. poškození v kabině automobilu při nárazu).
- 3. Kompresní působení** - je charakterizováno mechanickým silovým působením mezi dvěma traumatizujícími předměty. Mechanické působení směřuje na lebku radiálně, ze dvou protilehlých stran po dobu více než 200 ms (např. při různých katastrofách v dolech, budovách, při přejetí hlavy pneumatikou auta).

Podle analýzy mnoha autorů a empirických údajů soudních lékařů se rozděluje síla úderu do čtyř skupin:

1. Malá síla úderu - do 160 N
2. Značná síla úderu - od 160 N do 1960 N
3. Velká síla úderu - od 1960 N do 4900 N
4. Velmi velká síla úderu - více jak 4900 N

Kromě velikosti síly úderu ovlivňuje poranění také:

1. velikost síly úderného předmětu, tedy kinematické faktory úderu (rychlost, gradient zrychlení - záporné zrychlení, zpoždění, hmotnost úderného předmětu);
2. tvar a rozměr úderné plochy - zřejmě ovlivňuje velikost nitrolebního tlaku, případně velikost kinetické energie na plochu průřezu úderného předmětu;
3. tloušťka kosti lebky;
4. místo na lebce, kam je úder směřován. Zřejmě údery do přední obličejové části lebky vedou ke snadnějšímu zlomení lebky.

Pro rozbor mechanických příčin a traumatických následků a při posuzování hodnot tolerance se jeví jako velmi praktický semiempirický tzv. „Gadd index of severity“ (GSI). Výpočtem tohoto indexu lze odlišit tolerované a netolerované kinematické podmínky tupého nárazu a dále řešit různé dynamické souvislosti s ohledem na traumatické následky nárazu. Index GSI lze vyjádřit jako integrál algebraické funkce

$$\text{GSI} = \int_0^t a^{2,5} (t) dt,$$

kde a je zrychlení při nárazu vyjádřené v násobcích g v destrukčním časovém intervalu t .

Kinematické podklady závislosti g (t) pro výpočet GSI

Otřes mozku (comotio cerebri)	Maximální hodnota zrychlení (ms^{-2}) $a = 350 \text{ g}$ $a = 300 - 600 \text{ g}$ (zvířata) $a = 280 - 400 \text{ g}$ (opice, kočky) $a = 80 - 120 \text{ g}$ (člověk) Tlak intrakraniální 147 150 Pa (po dobu 6 - 12 ms) 206 010 Pa (po dobu do 6 ms)
Zhmoždění mozku (contusio cerebri)	Maximální hodnota zrychlení (ms^{-2}) $a = 350 - 500 \text{ g}$ Tlak intrakraniální 196 200 Pa (po dobu 6 - 12 ms)
Fraktura lebky (s mozkiem) při pádu na betonovou či ocelovou desku	Maximální hodnota zrychlení (ms^{-2}) $a = 515 \text{ g}$, při fraktuře klenby lební $a = 500 - 700 \text{ g}$, při fraktuře v oblasti čela Maximální zátěžová síla při fraktuře klenby lební $F = 25\,750 \text{ N}$ Tlak na vnitřní straně klenby lební 858 375 Pa Tlak spánkový 206 010 Pa