



# Forenzní biomechanika

# Biomechanika

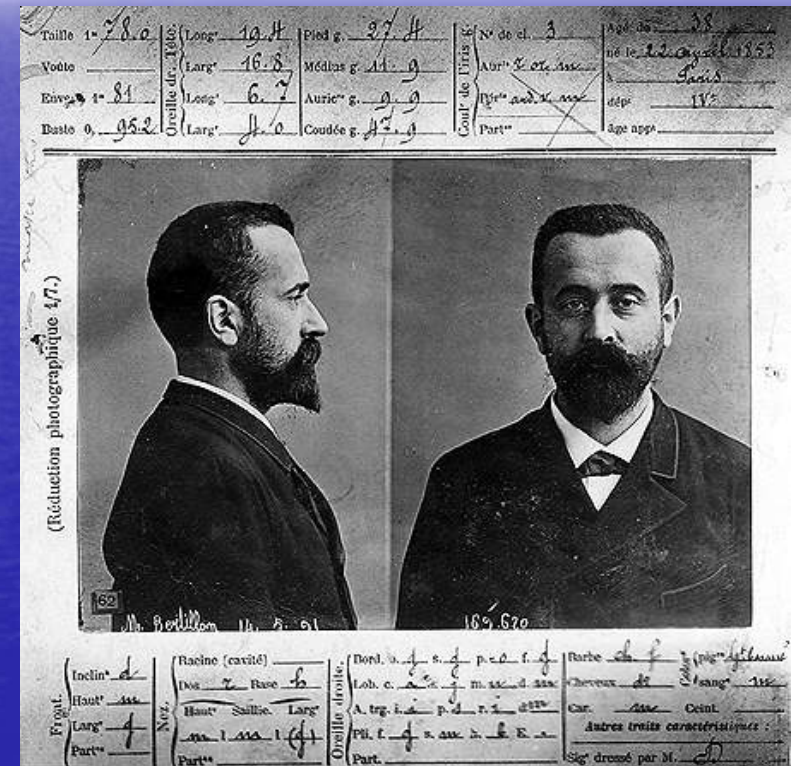
- je věda, která se zabývá mechanickou strukturou, chováním a vlastnostmi živých organismů a jejich částí a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším prostředím.
- **Biomechanika člověka** je obor studující strukturu, vlastnosti chování člověka a jeho vzájemné biomechanické působení mezi pozorovanými jevy, tělesy či osobami na různé rozlišovací úrovni.

# 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).

# Vývoj forenzní biomechaniky:

- nejmladší forenzní věda
- Rozmach ve 2. pol. 20. století
- „otec kriminalistiky“ – Luis Alphonse Bertillon:  
vztahy mezi rozměry lidského těla  
(výpočet tělesné výšky z délky bosé nohy je tabulka koeficientů, 1889)



- **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.

# Tabulka rozložení případů řešených pomocí forenzní biomechaniky

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

# Směry zkoumání forenzní biomechaniky

- Posouzení biomechanického obsahu vybraných druhů kriminalistických stop
- Extrémní mechanické zatěžování organismu
- Biomechanické posouzení pádu oběti z výšky

# 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:

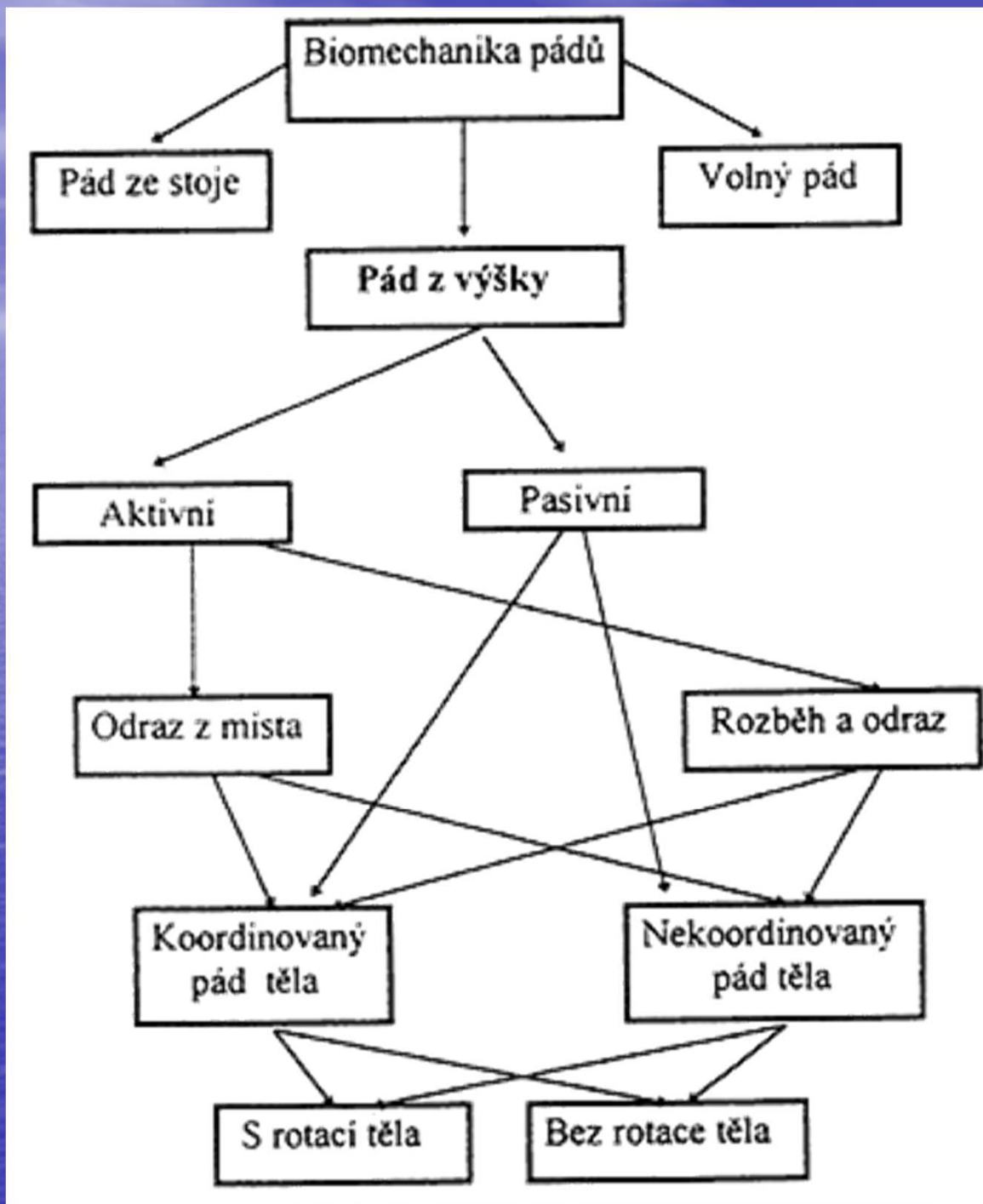
- *s rotací*
- *bez rotace*

- 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

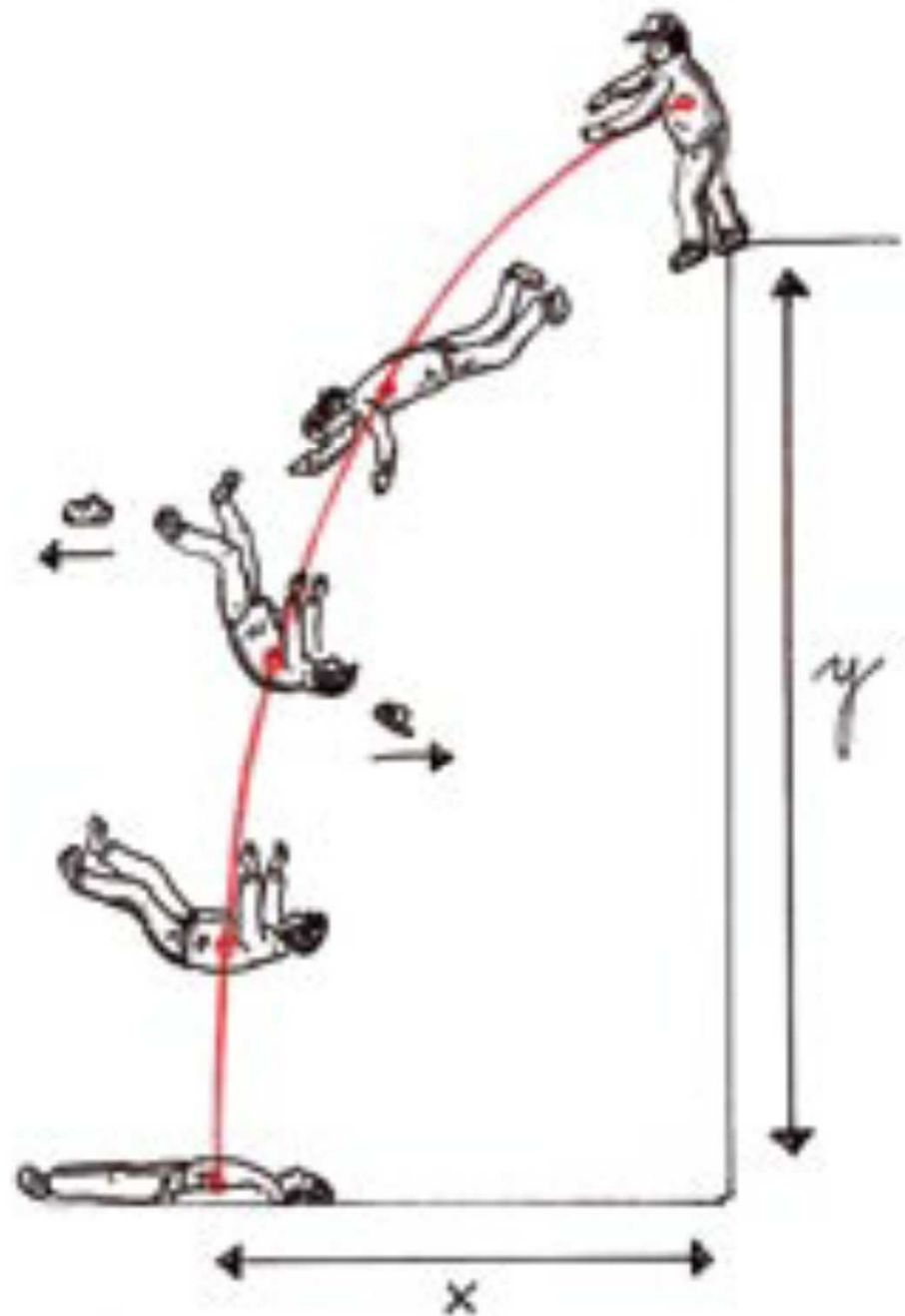
- **nepozornost** - zakopnutí, zachycení oděvu na hranici nebezpečné výšky, špatně zvolený kotevní bod, únava atd.
- **jiné selhání** - nepředpokládané přírodní jevy (vítr, náhlá námraza atd.), selhání techniky, materiálu, náhlé zdravotní problémy atd.
- **způsob sebevraždy** – pád z budov, mostů a také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



# Pád z výšky:

**Y** - místo těžiště těla v okamžiku pádu

**X** - místo dopadu těžiště těla

**OY** =  $y$  - výška těžiště těla nad podložkou v okamžiku zahájení pádu

**OX** =  $x$  - vzdálenost těžiště těla od svislice pádu v okamžiku dopadu těla

Pak pro volný pád tuhého tělesa z výšky ( $y$ ) platí vztah pro výpočet doby pádu ( $t$ ):

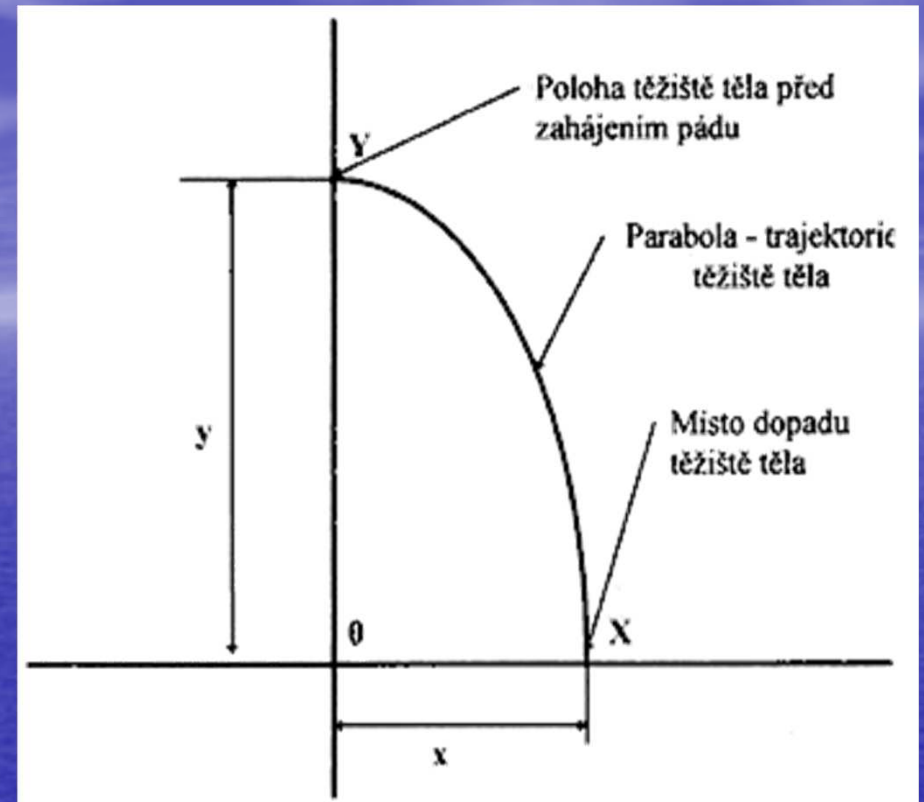
$$y = \frac{1}{2} g t^2$$

odtud lze odvodit pro dobu pádu vztah:

$$t = \sqrt{\frac{2y}{g}}$$

Dopřednou horizontální složku rychlosti ( $v$ ) těžiště tělesa lze vyjádřit jako:

$$v = x \cdot \sqrt{\frac{g}{2y}}$$





# Příklad:

- Příklad: Kdybych vypadl z okna naše bytu, které je 5m vysoké a mé tělo by bylo nalezeno 3m od okraje domu, jaká by bylo moje dopředná rychlost a jak dlouho bych padal?

$$y = 5\text{m}$$

$$x = 3\text{m}$$

$$v = x \cdot \sqrt{\frac{g}{2y}}$$

$$v = x \cdot \sqrt{\frac{g}{2y}} = 3 \cdot \sqrt{\frac{9,81}{2 \cdot 5}} = \underline{\underline{2,97[m/s]}}$$

$$t = \sqrt{\frac{2y}{g}}$$

$$t = \sqrt{\frac{2y}{g}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 5}{9,81}} = \underline{\underline{1,01[s]}}$$

# Biomechanická analýza pádů umožňuje řešit následující otázky:

- Byl pád osoby spontánní, bez přiložených vnějších sil, tedy padala osoba bez cizího zavinění, bez vystrčení, případně bez vlastní 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 vystrčení 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 odlétly 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 prioritně 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.

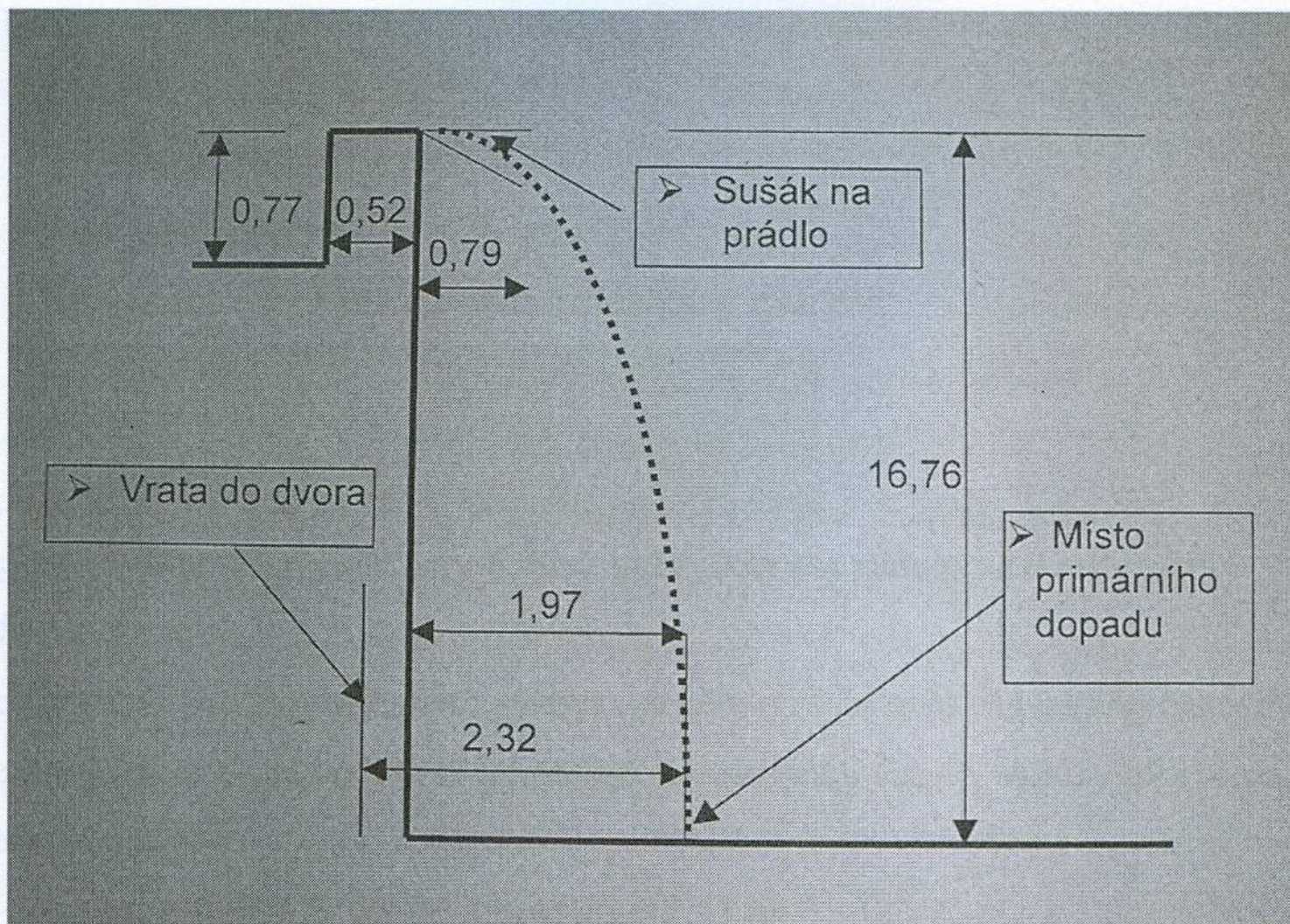
# Rychlost volného pádu:

- Na konci první sekundy -  $9,81 \text{ ms}^{-1}$ .
- Ve 12. sekundě -  $65 \text{ ms}^{-1}$ , tj. 216 km/h.
- Nejvyšší rychlosti u sportovců:  
v nízkých vrstvách atmosféry - 298 km/h  
v nejvyšších výškách - 988 km/h ( $274 \text{ ms}^{-1}$ ).



- Řešení konkrétní situace

Schéma zaměření místa dle znalce.



Kinematické hodnocení pádu.

Pro volný pád tuhého tělesa z výšky (y) platí vztah pro výpočet doby (t):

$$y = \frac{1}{2}gt^2$$

doba pádu

$$t = \sqrt{\frac{2y}{g}}$$

dopřednou horizontální složku rychlosti (v) těžiště tělesa lze vyjádřit podle délky dopadu (x) jako

$$v = x \cdot \sqrt{\frac{g}{2y}}$$

- $X_t$  – dopad těžiště těla
- $h$  – výška pádu
- $\alpha_0$  – úhel odrazu
- $v$  – horizontální složka vektoru dopředné rychlosti

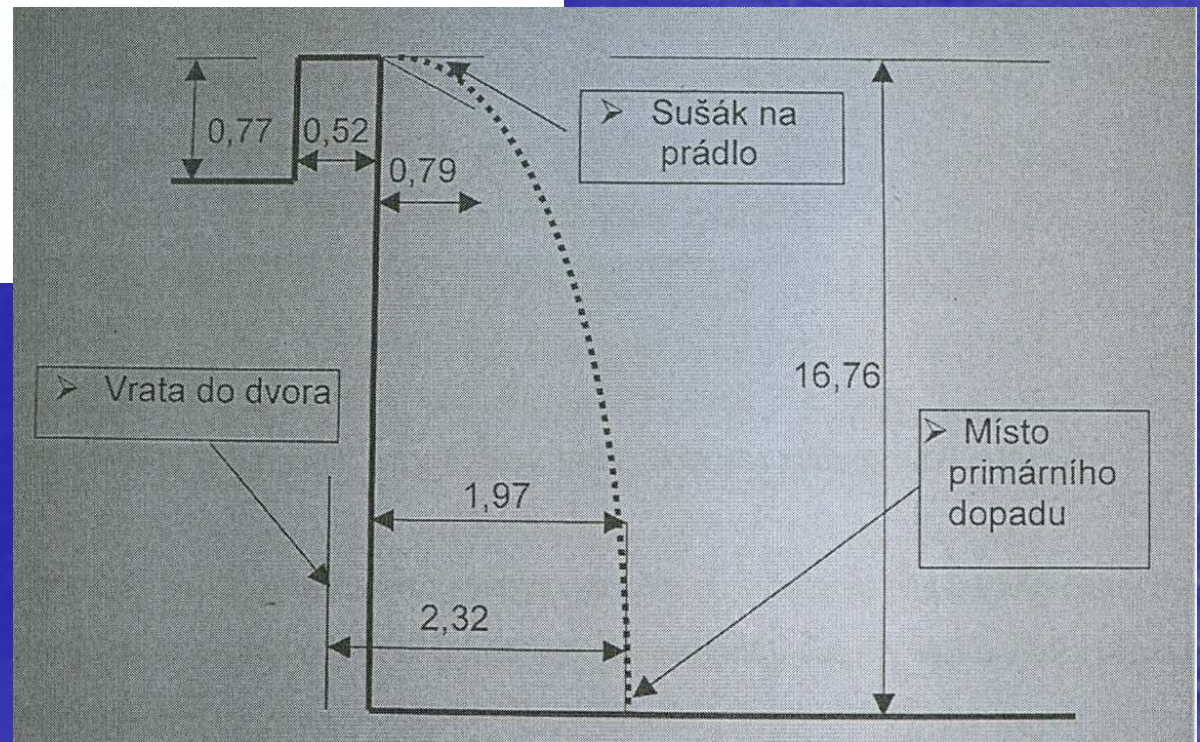
$$x_T = \frac{v^2 \cdot \cos \alpha_0}{g} \cdot \left( \sin \alpha_0 + \sqrt{\sin^2 \alpha_0 + \frac{2h \cdot g}{v^2}} \right)$$

Pro reálnou výšku pádu  $y = 16.76$  m byl zjištěn čas pádu pro  $\alpha_0 = 0$  stupňů,  $t = 1,848$  sekund.

Biomechanickým hodnocením bylo zjištěno, že tělo muselo před pádem překonat šířku parapetu a sušáku na prádlo, ten se hmotností těla sklonil o cca  $45^\circ$  dolů, v tom případě vzdálenost pádu je

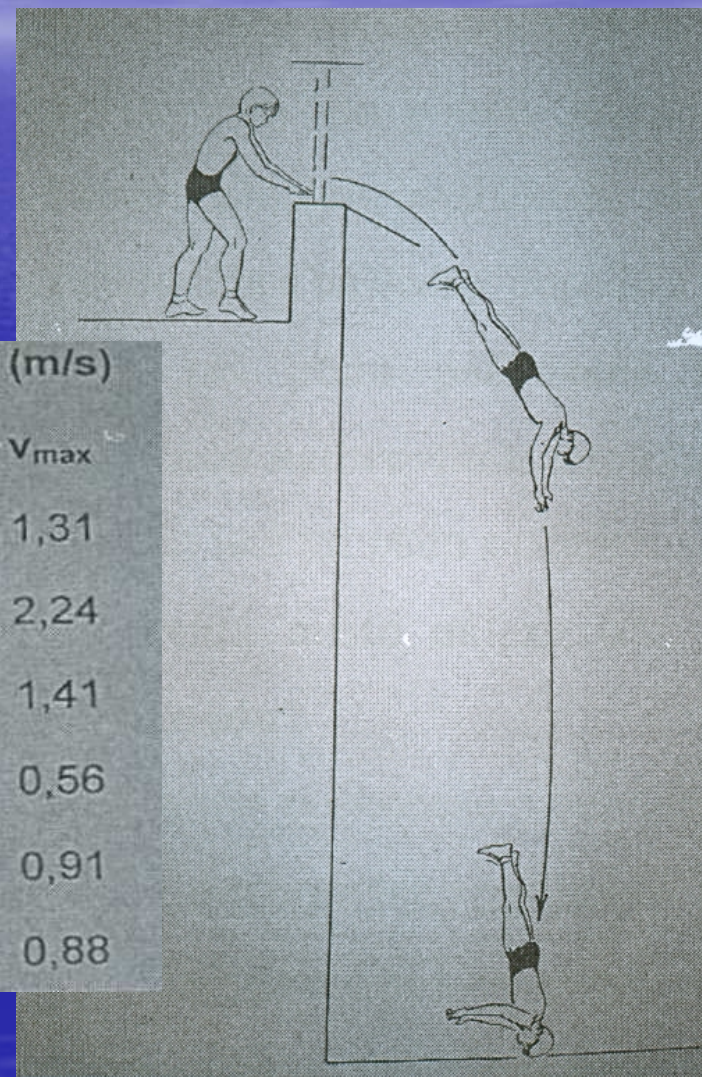
$$x = 1,97 - 79 \cdot \cos 45^\circ = 141,14 = 1,41 \text{ m}$$

11



Podle průběhu pádu je úhel odrazu  $\alpha = 0^\circ$ , případně i záporná hodnota. Pak horizontální složka rychlosti je zjištěna

$$V_{\text{hor.}} = 0,76 \text{ [m.s}^{-1}\text{]}$$



### Horizontální složka rychlosti (m/s)

Výchozí poloha těla pádu	$V_{\text{prům}}$	$V_{\text{min}}$	$V_{\text{max}}$
Spontánní pád vpřed ze stoje	1,03	0,68	1,31
Skok vpřed (plavecký)	2,17	1,81	2,24
Strčení vpřed stojící osoby	1,21	0,99	1,41
Pád vpřed ze dřepu	0,49	0,44	0,56
Krok vpřed	0,79	0,57	0,91
Krok vzad	0,78	0,54	0,88

Vzhledem k výšce a podmínkám pádu byla rotace těla velmi malá, v podstatě se tělo otočilo o 90° vzad kolem pravolevé osy. Zjištěná hodnota vertikální složky pádu odpovídá intervalu

$$V_{\text{hor.}} = 0,76 \in \{0,68; 1,31\} \text{ [m.s}^{-1}\text{]}$$

Jak vyplývá z tabulky kinematických parametrů, všechny kinematické hodnoty biomechaniky pádu odpovídají v uvažovaných parametrech sebevražednému pádu poškozené. Před vlastním pádem se poškozená rozběhla po místnosti, skokem se dostala na parapet (0,52 m široký) a na sušák na prádlo (0,79 m široký), čemuž odpovídá i zjištěná horizontální složka rychlosti 0,76 [m.s<sup>-1</sup>]. Rotace těla byla z vodorovné polohy délkové osy těla do svislé polohy osy těla, hlavou dolů. K překlopení došlo při překonání překlopné hrany na konci sušáku na prádlo, který se vahou těla sklopil dolů o cca 45° a tělo poté sklouzlo vpřed, přetočilo se do svislé polohy a následoval spontánní pád dolů s dopadem na čelní část hlavy.

V rámci uvedeného případu byl přibrán soudní znalec z oboru kriminalistika – specializace forenzní biomechanika, kterému byly položeny otázky, jež cituji dále spolu s jeho nezkrácenými odpověďmi.

- **Dopadla poškozená na místo nálezu těla po spontánním pádu?**

Poškozená dopadla na místo nálezu po rozběhu a vyskočení z okna, pád lze hodnotit z biomechanické hlediska jako úmyslné vyskočení se sunem těla po parapetu a sušáku s následným spontánním pádem na místo dopadu.

- **Dopadla poškozená na místo nálezu těla po úmyslném vyskočení?**

Biomechanickým hodnocením konstatuji, že se v případě pádu poškozené jednalo o její úmyslné vyskočení.

- **Byl poškozené v okamžiku, kdy tělo opouštělo okno bytu, udělen nějaký silový impulz? Pokud ano, jak velký a kam by musel směřovat?**

V okamžiku, kdy tělo opouštělo okno bytu (kromě vlastní aktivity poškozené) nebyl udělen žádný silový impulz.

- **Jaká byla výchozí poloha těla poškozené vůči oknu?**

V okamžiku odrazu bylo tělo v poloze stoj, poté se délková osa těla sklopila vpřed o  $90^\circ$  do polohy lež na břiše. Jednalo se v podstatě o proskočení oknem s malým rozběhem, tělo dopadlo na parapet a sušák, poté došlo k sunu těla a následný dopad na zem.

- **Došlo při pádu poškozené ke střetu s nějakou pevnou překážkou umístěnou nad rovinou dopadu?**

Kontakt těla při pádu s nějakou pevnou překážkou vylučuji.

- **Odpovídá místo nálezu těla poškozené (vzdálenost od paty budovy) výšce pádu?**

Poloha těla poškozené odpovídá zcela výšce pádu.

- **Lze z dostupných podkladů či měření zjistit mechanismus pádu a dopadu? Lze z něj usuzovat na sebevražedný skok, nešťastnou náhodu nebo úmyslné vystrčení druhou osobou?**

Před vlastním pádem se poškozená rozběhla po místnosti, skokem se dostala na parapet (0,52 m široký) a na sušák na prádlo (0,79 m široký), čemuž odpovídá i zjištěná horizontální složka rychlosti  $0,76 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ . Rotace těla byla z vodorovné polohy délkové osy těla do svislé polohy osy těla, hlavou dolů. K překlopení došlo při překonání překlopné hrany na konci sušáku na prádlo, který se vahou těla sklopil dolů o cca  $45^\circ$  a tělo poté sklouzlo vpřed, přetočilo se do svislé polohy a následoval spontánní pád dolů s dopadem na čelní část hlavy.

Biomechanický hodnocením usuzují na sebevražedný skok.

Biomechanickým hodnocením, znalec jednoznačně vyloučil účast jiné osoby na pádu těla poškozené, což bylo zjištění které korespondovalo i s šetřením které provedla policie ČR.

# 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

# Shrnutí 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

# Biomechanika tupého poranění hlavy

**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.

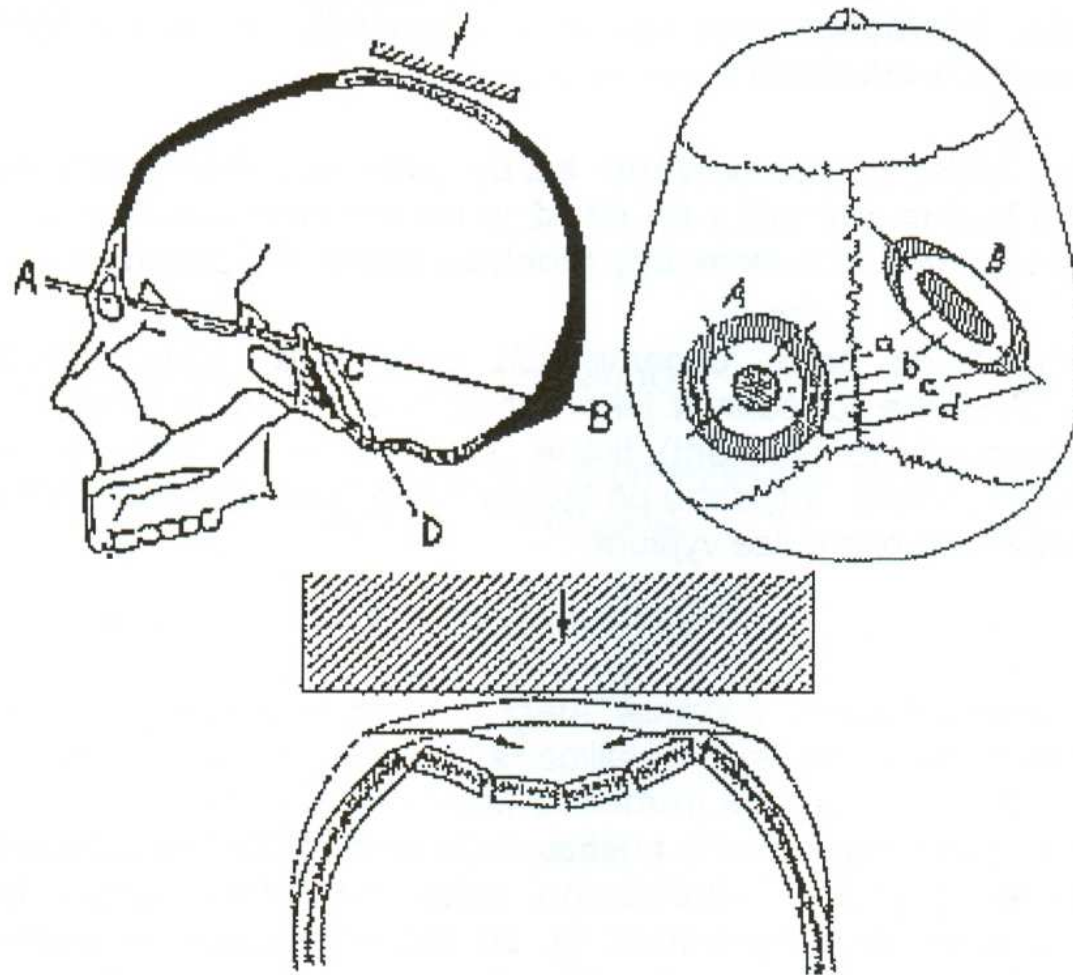
V případě, že  $I > 1$ , je deformace mozku podmíněna velikostí přiložené síly, která působí na lebku relativně po dlouhou dobu. V tomto případě není rychlost působící síly významná.

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).

Na obrázku je znázorněna anatomická (AB) a biomechanická (ACD) hranice traumatu lebky.



Anatomická (AB) a biomechanická hranice (ACD) traumatu lebky. Projekce kontaktních ploch poranění při úderu tupým plochým nebo sférickým předmětem (A) a poranění lebky cylindrickým předmětem (B); a - zóna maximálního tlaku, b - zóna maximálního namáhání, c - zóna maximálního napětí (napětí na tah), d - prasky ve směru maximálního namáhání

Analýza charakteru traumatu na lebce umožnila vytvořit 4 základní skupiny poranění, odlišujících se vzájemně kvantitou a objemem poranění. První skupinu tvoří bodové poranění; lebka nepraskne a vznikne jen bod poranění. Druhá skupina je tvořena kráterem, který je geometricky vymezen sférickým předmětem. Lebka ani v tomto případě nepraská, vzniká jen prohlubeň. Třetí skupina je tvořena kráterem s radiálními prasky a čtvrtá skupina kráterem s transversálními i radiálními prasky.

První skupina traumatických poranění je charakterizována hodnotami v tabulce

Poloměr předmětu (cm)	Sférického	Síla (N)	úderu	Tloušťka (cm)	kosti
3		9 986		0,68	
6		6 605		0,63	
8		12 691		0,68	
Střední hodnota		9 761		0,66	

Čtvrtá skupina traumatických poranění je charakterizována hodnotami v tabulce

Poloměr předmětu (cm)	Sférického	Síla (N)	úderu	Tloušťka (cm)	kosti
3		7 428		0,45	
6		7 311		0,44	
8		6 978		0,37	
Střední hodnota		7 239		0,42	

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.

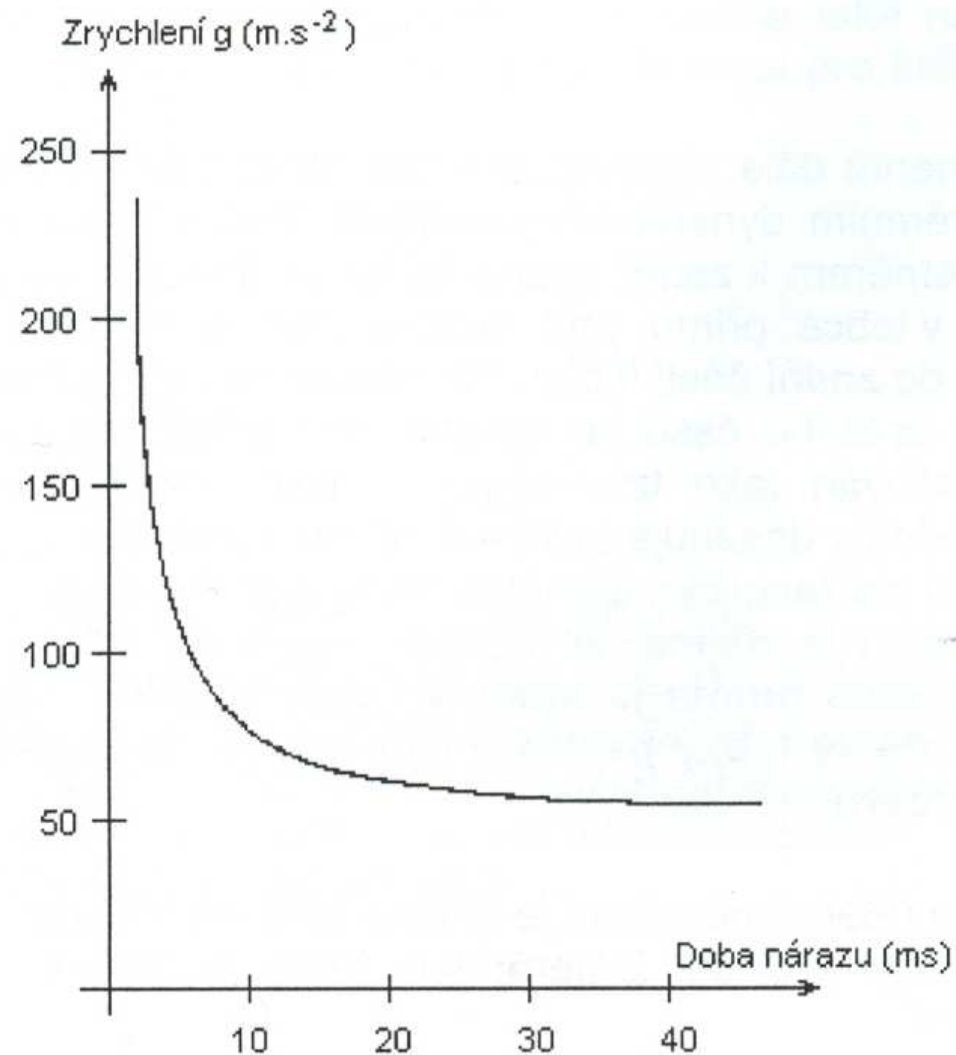


Pro rozbor mechanických příčin a traumatických následků a při posuzování hodnot tolerance se jeví jako velmi praktický semiempirický tzv. „Gadd index of severity“ (GSI). Výpočtem tohoto indexu lze odlišit tolerované a netolerované kinematické podmínky tupého nárazu a dále řešit různé dynamické souvislosti 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  $t$ .

Tento index signalizuje, že při překročení kritické hodnoty  $GSI \geq 1000$  vznikají podmínky pro počátek netolerovaného nebezpečného tupého nárazu. Kinematické podklady závislosti zrychlení  $a(t)$  na čase pro výpočet hodnoty GSI jsou znázorněny na obrázku.



## Kinematické podklady závislosti g (t) pro výpočet GSI

<b>Otřes mozku</b> (comotio cerebri)	Maximální hodnota zrychlení ( $\text{ms}^{-2}$ ) $a = 350 \text{ g}$ $a = 300 - 600 \text{ g}$ (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)
<b>Zhmoždění mozku</b> (contusio cerebri)	Maximální hodnota zrychlení ( $\text{ms}^{-2}$ ) $a = 350 - 500 \text{ g}$ Tlak intrakraniální 196 200 Pa (po dobu 6 - 12 ms)
<b>Fraktura lebky</b> (s mozkiem) při pádu na betonovou či ocelovou desku	Maximální hodnota zrychlení ( $\text{ms}^{-2}$ ) $a = 515 \text{ g}$ , 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

Z provedených experimentů dále vyplývají důležité funkční údaje pro poznání dynamických účinků v lebce při extrémním dynamickém zatížení. Tlak v hlavě při úderu se proměňuje podél předozadní osy směrem k zadní straně lebky při impulzu do 2 ms. Při malé hodnotě  $t$  ( $t = 0,1$  ms) má tlak v lebce přímo pod bodem zátěže kladnou hodnotu, narušení při  $t = 0,1$  ms neproběhne do zadní části lebky. Při nárazu pevným předmětem na lebku se tlak šíří uvnitř a v průběhu určitého času se tlaková vlna odrazí od zadní stěny lebky. Tento odražený tlak je označován jako tzv. negativní tlak; dosahuje nejvyšších hodnot pro  $t = 0,8$  ms, nejmenší hodnoty dosahuje pro  $t = 1,15$  ms. Rozsah nejvyššího negativního tlaku v zadní části lebky je 54 psi (anglická jednotka tlaku vyjadřující libru na čtvereční palec) pro  $t = 0,8$  ms. Z průběhu tlaků je zřejmé, že největší negativní tlak je na zadní straně lebky. Z toho vyplývá, že **mozková hmota je snadněji poškoditelná napětím než stlačením a oblast na protilehlém místě lebky proti zátěžovému bodu vykazuje charakter většího poškození než místo úderu.**

Tolerance organismu na úderné působení je závislá také na velikosti nitrolebního tlaku, který je dán velikostí vnější síly v ploše. Z literárních údajů je zřejmé, že hranice pro kritický nitrolební tlak je  $21 \text{ N/cm}^2$ .

## Závěr

1. Druh a rozsah zlomeniny závisí na několika činitelích, a to na rozměrech, hmotnosti, tvaru, konzistenci a elasticitě předmětu působícího násilí, na směru, rychlosti i místě násilí, na elasticitě lebky a nakonec na možnosti pohybu hlavy po nárazu.
2. Druh a rozsah traumatu poškození lebky při tupém poranění nejsou přímo úměrné velikosti úderné síly. Obě tabulkové hodnoty představují krajní hodnoty destrukčních sil působících na lebku při úderných pohybech. Lze konstatovat, že vymezení destrukčních sil je možné v intervalu od **7000 N do 10 000 N** pro tloušťku lebeční kosti od **0,42 cm do 0,66 cm**. Velikost této hodnoty je nepřímo úměrná tloušťce lebeční kosti. Působení extrémního dynamického zatížení lebky je třeba posuzovat vzhledem k druhu a tvaru traumatického poškození (poškození 1. - 4. stupně) a tloušťce lebeční kosti v místě úderu.
3. Při úderu tupým předmětem do temenní oblasti v zóně úderu tlaková pole a topografie silových polí v kostech lebky určují rozdělení anatomické a biomechanické hranice lebky.
4. Pro posouzení dynamického zatížení organismu má zejména význam zjištění mechanických dat:
  - rychlosti  $v(t)$  a zrychlení  $a(t)$ , jimž byly vystaveny sledované tkáně (orgány, orgánové soustavy, organismus jako celek);
  - gradienty zrychlení  $a(t)$ , tj. rychlosti zrychlení;
  - lokalizace, velikosti a směry sil působících na organismus, případně i síly vznikající uvnitř sledovaného organismu;
  - vzniklá napětí;
  - síly v závislosti na dráze (práce, energie) a na čase, impulzy sil, hybnosti a případně i další výkony.
5. Výpočtem indexu GSI lze odlišit tolerované a netolerované kinematické podmínky tupého nárazu a dále řešit různé dynamické souvislosti s ohledem na traumatické následky nárazu. Kritériem pro smrtelnou hodnotu (tj. nepřežití) je **GSI  $\geq$  1000**.
6. Tolerance organismu na úderné působení je závislá také na velikosti nitrolebního tlaku, který je dán velikostí vnější síly v ploše; hranice pro **kritický nitrolební tlak je 21 N/cm<sup>2</sup>**

# Závěr:

Forenzní biomechanika stojí svým předmětem zkoumání ve společném průniku biomechaniky a kriminalistiky.

Nejpropracovanější oblast je výzkum trasologických stop, ovšem ostatní směry - biomechanika pádu z výšky, extrémní zatěžování organismu... - vyžadují další výzkum.