



VYSOKÁ ŠKOLA
FINANČNÍ A SPRÁVNÍ
Edice SCIENCEpress

Forenzní biomechanika

Teoretické, experimentální a empirické metody

| Jiří Straus

Vysoká škola finanční a správní, a.s.

Jiří Straus

FORENZNÍ BIOMECHANIKA

Teoretické, experimentální a empirické
metody

Praha 2021

Vzor citace:

STRAUS, Jiří. *Forenzní biomechanika. Teoretické, experimentální a empirické metody*. Praha: VŠFS, 2021. Edice SCIENCEpress. ISBN 978-80-7408-219-1.

prof. PhDr. Jiří Straus, DrSc.

**Forenzní biomechanika.
Teoretické, experimentální a empirické metody**

Katedra kriminalistiky a forenzních disciplín
Fakulta právních a správních studií
Vysoká škola finanční a správní, a.s.
Estonská 500
101 00 Praha 10
straus@email.cz

Publikace byla podpořena z prostředků SVV Vysoké školy finanční a správní za podpory vědeckého projektu SVV VŠFS „Empirické, experimentální a simulační metody ve vybraných forenzních vědách“ č. 7927/2019/06.

RECENZENTI:

prof. JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc. dr.h.c. mult.
doc. Ing. Jaroslav Suchánek, CSc.

Vydala Vysoká škola finanční a správní, a.s., v edici SCIENCEpress.
Estonská 500, 101 00 Praha 10
Tel.: +420 210 088 862
www.vsfs.cz
jako svou 319. publikaci

Vydání odborné publikace bylo schváleno vědeckou redakcí nakladatelství VŠFS.

Edice řídí	PhDr. Jan Emmer
Vydavatelský redaktor	Mgr. Petr Mach
Počet stran	204
Vydání první, Praha, 2021	
Tisk dům tisku s.r.o., Hvězdoslavova 614/16, 400 03 Ústí nad Labem	

Tato publikace neprošla redakční úpravou. Nakladatelství Vysoké školy finanční a správní neručí za obsahovou ani technickou kvalitu publikace. Za autorské dílo zodpovídají autoři.

© Vysoká škola finanční a správní, a.s., 2021

ISBN 978-80-7408-219-1

Obsah

ÚVOD	4
1. KRIMINALISTIKA A FORENZNÍ VĚDY	5
2. KRIMINALISTIKA A FORENZNÍ BIOMECHANIKA.....	11
2.1 Kriminalistika jako věda	11
2.2 Forezní biomechanika	20
3. VÝVOJ FORENZNÍ BIOMECHANIKY	24
3.1 Vývoj biomechaniky ve světě	24
3.2 Vývoj forezní biomechaniky v ČR.....	58
4. BIOMECHANIKA PÁDU Z VÝŠKY	71
4.1 Biomechanická klasifikace pádů.....	72
4.2 Skok s rozběhem a skok z místa – literární údaje.....	86
4.3 Pády ze stoje na podložku.....	101
4.4 Experimentální data	104
5. POČÍTAČOVÁ SIMULACE A KRIMINALISTICKÝ EXPERIMENT...	112
6. MORTALITA PÁDU	141
7. BIOMECHANICKÉ HLEDISKO PŘI HODNOCENÍ EXTRÉMNÍHO DYNAMICKÉHO ZATÍŽENÍ ORGANISMU	150
7.1 Kritéria poranění hlavy	156
7.2 Biomechanické aspekty přímého úderu.....	175
8. BIOMECHANICKÉ HODNOCENÍ TŘESENÍ DÍTĚTE - SHAKEN BABY SYNDROME.	184
8.1 Syndrom třesení dítětem	185
8.2 Biomechanické aspekty Shaken Baby Syndrome.....	185
ZÁVĚR.....	192
LITERATURA.....	194
VĚCNÝ REJSTŘÍK	201
JMENNÝ REJSTŘÍK	204

Úvod

Forenzní biomechanika standardní znalecký obor a rozvíjí se nejen díky experimentálnímu výzkumu, ale také díky využití počítačových simulací. Tak jako jiné forenzní obory, tak i forenzní biomechanika vychází z mateřského oboru biomechaniky a postupem vývoje si vytváří vlastní vědeckovýzkumnou základnu, směry vývoje a precizují se konkrétní možnosti využití forenzní biomechaniky ve znalecké činnosti. Forenzní biomechanika zcela zřetelně vymezila svůj předmět zkoumání a naplnila poznávací gnozeologickou a institucionální funkci vědního oboru.

V předložené monografii jsou podrobně rozebrány některé teoretické, experimentální a empirické otázky forenzní biomechaniky. V monografii je podrobně rozebrána historie forenzní biomechaniky jak z pohledu světového vývoje, tak z pohledu vývoje v České republice. Monografie je zaměřena na biomechaniku pádu z výšky a pádu ze stoje na podložku, extrémní dynamické zatížení organismu, biomechaniku úderu a biomechaniku shaken baby syndrom. Významná část je věnována možnostem počítačové simulace ve forenzní biomechanice jako ekvivalent kriminalistickému experimentu.

Monografie navazuje a rozvíjí monografii STRAUS, Jiří a Viktor PORADA. *Teorie forenzní biomechaniky*. 1. vydání. Praha: Vysoká škola finanční a správní, a.s., 2017. 168 s. Edice SCIENCEpress. ISBN 978-80-7408-140-8.

Monografie „Forenzní biomechanika. Teoretické, experimentální a empirické metody“ byla zpracována standardní, identifikovatelnou a vědecky uznávanou metodologií rozvoje forenzních věd. Kniha se týká přesně vymezeného problému forenzní biomechaniky. Metodologická východiska se opírají o dosavadní teoretické bádání a vědecké závěry jsou orientovány na praktické aplikace v kriminalistické praxi.

Monografie je výstupem z řešení výzkumného projektu SVV VŠFS „Empirické, experimentální a simulační metody ve vybraných forenzních vědách“ č. 7927/2019/06. Děkuji tímto figurantům a spolupracovníkům, kteří se podíleli na přípravě experimentální části projektu.

Velký dík patří recenzentům monografie, prof. JUDr. Ing. Viktoru Poradovi, DrSc. dr.h.c. mult. a doc. Ing. Jaroslavu Suchánkovi, CSc., kteří svými připomínkami přispěli ke kvalitě monografie. Rád bych poděkoval PhDr. Daně Míkové za jazykovou korekturu obsahu a v neposlední řadě chci poděkovat prof. RNDr. Vladimíru Karasovi, DrSc. za laskavé poskytnutí osobních podkladů o svém otci prof. PhDr. Vladimírovi Karasovi, DrSc.

prof. PhDr. Jiří Straus, DrSc.

1. Kriminalistika a forenzní vědy

Kriminalistika jako věda má svůj počátek na konci 19. století, v té době se kriminalistika vyvíjela ze dvou zdrojů, jedním z nich byly empirické poznatky získané v policejní praxi a dále dílčí poznatky z jiných, zejména přírodních a technických věd. V období svého formování vycházela jednoznačně z kriminalistické praktické činnosti a jejich potřeb objektivního zjišťování pravdy o trestném činu a jeho pachateli. Ve svých počátcích nebyla kriminalistika pokládána za vědeckou disciplínu, ale pouze za určitou metodiku nebo umění v boji se zločinem.¹ V tomto období vystačila prostým a jednoduchým přebíráním metod a prostředků z oblastí jiných, bouřlivě se rozvíjejících vědních disciplín. V dalším období neustrnula na úrovni pouze prostého přizpůsobování poznatků technických, přírodních a společenských věd své potřebě. Vymezila svůj předmět zkoumání, rozvinula vlastní vědeckou činnost, na jejímž základě došla k řadě významných poznatků, které nyní tvoří ucelený systém.²

Velký význam při vzniku kriminalistiky je připojován osobnosti Hanse Grosse, který se pokusil o začlenění kriminalistiky do systému věd. Mimořádně Hans Gross jako první použil pojmu „Kriminalistika“ („Kriminalistik“) a sepsal první učebnici kriminalistiky. „Příručka pro vyšetřující soudce“ (v originále „Handbuch für Untersuchungsrichter“), vyšla ve Štýrském Hradci v roce 1893 a byla určena k tomu, aby se stala první učebnicí vědecké kriminalistiky.³

Kriminalistiku lze vymezit jako samostatný vědní obor, který zkoumá a objasňuje zákonitosti vzniku, zániku, vyhledávání, zajišťování, zkoumání a využívání kriminalistických stop, jiných soudních důkazů a kriminalisticky významných skutečností, a vypracovává podle potřeb trestního zákona a trestního řádu metody, postupy, prostředky a operace v zájmu úspěšného odhalování, vyšetřování a předcházení trestné činnosti.⁴

Kriminalistika je vzhledem ke svému obsahu, formám výzkumu, samostatným značně rozsáhle interdisciplinárním vědním oborem. Kriminalistika využívá velkého množství metod a poznatků jiných oborů, které tvůrčím způsobem aplikuje na svůj předmět zkoumání. Vytváří kombinace poznatků v zájmu úspěšného odhalování, vyšetřování a předcházení trestné činnosti. K vědním oborům, jejichž vybrané poznatky jsou v různé míře tvůrčím způsobem využívány, patří zejména fyzikálně matematické a technické obory, biologie, medicína, psychologie, psychiatrie a další. Důležité je dále využívání poznatků ze speciálních oborů, jako bioniky, biomechaniky, biochemie, kybernetiky, soudního inženýrství aj.

¹ MUSIL, J., KONRÁD, Z., SUCHÁNEK, J. *Kriminalistika*. Praha: C. H. Beck, 2001, s. 6.

² STRAUS, J. *Kriminalistika a policejní vědy. Bezpečnostní teorie a praxe, zvláštní číslo*, 2000, s. 194.

³ V roce 1893 vydal svou nejslavnější knihu, nazývanou „Biblií kriminalistiky“, *Handbuch für Untersuchungsrichter (Příručka pro vyšetřující soudce)*. Náklad této knihy byl ihned rozprodán, v roce 1895 proto následovalo další vydání. Tato kniha byla pak ještě vícekrát vydávána i po Grossově smrti, naposledy v roce 1977 v Berlíně.

⁴ STRAUS, J. a kol. *Úvod do kriminalistiky*, 3. rozšířené vydání, Plzeň: A. Čeněk, 2012.

Žádná věda nebo vědní disciplína, se nezabývá problematikou vzniku, shromažďování a využívání stop a soudních důkazů v procesu odhalování a předcházení trestné činnosti a nelze proto exaktně kriminalistiku zahrnout jako specializaci do některé z nich. Kriminalistika není ani právní vědou ani ryze technickým oborem, ale je to samostatná vědní disciplína, která má své místo v systému věd.

Kriminalistika primárně zkoumá kriminalistickou stopu, ale velmi obecně lze konstatovat, že kriminalistická věda patří do skupiny věd zabývajících se zločinností, společně s trestněprávní vědou, kriminologií, penologií a různými forenzními vědami, jakými jsou nepochybně soudní lékařství, soudní psychologie a psychiatrie, soudní inženýrství atp. Reálné objekty zkoumání této skupiny věd jsou povětšinou shodné. Jedná se zejména o následující objekty - trestné činy a jejich následky, pachatele trestných činů, činnost pachatelů trestných činů, činnost pracovníků policie, státních zastupitelstev a soudů, činnost znalců, znaleckých institucí a obětí trestných činů.

Kriminalistika jako vědecká disciplína však zkoumá tyto objekty z hledisek sobě vlastních, specifických okruhů zákonitostí, které nejsou zkoumány žádnou jinou vědní disciplínou. Jedná se o dva následující okruhy zákonitostí objektivního světa, které jsou specifickým předmětem kriminalistické vědy. Za prvé to jsou zákonitosti vzniku a zániku kriminalistických stop, jiných soudních důkazů a kriminalisticky relevantních informací. Za druhé to jsou zákonitosti vyhledávání, zajišťování, zkoumání a využívání kriminalistických stop, jiných soudních důkazů a kriminalisticky relevantních informací v zájmu rychlého, úplného a objektivního odhalování, vyšetřování a prevence trestných činů.

Kriminalistika má velmi blízko k právním vědám, tedy vědám o právu. Nejblíže pak k trestnímu právu hmotnému a procesnímu, stejně jako k součásti správního práva - bezpečnostnímu právu. Tato skutečnost vede některé teoretiky k úvahám o tom, že kriminalistika je jakýmsi pomocným vědním oborem nauky o trestním právu, tedy právní disciplínou. Začlenění kriminalistiky do oblasti právních věd je typickým pro sovětské, nyní ruské, pojetí kriminalistiky.

V některých zemích, např. Francie, Švýcarsko, se akcentuje technický pohled na kriminalistiku („police technique“), v jiných zemích (USA, Anglie) se zdůrazňuje vědecké zázemí („forensic science“). V německy hovořících zemích je obsah kriminalistiky vymezován stejně jako u nás.⁵

Většina českých a slovenských kriminalistů však vychází z poznatku, že kriminalistika není vědou o právu ani o právních vztazích. Trestní právo hmotné i procesní je propojeno s kriminalistickou vědou i praxí tím, že vymezuje jeden z konkrétních objektů poznání - trestný čin. Současně vytváří právní rámec a nepřekročitelné limity pro využívání kriminalistických metod, prostředků, postupů a doporučení uplatňovaných v kriminalistické praxi. Přitom se kriminalistika a trestní právo procesní vzájemně ovlivňují.

Někteří autoři zastávají názor, že vztah mezi trestním právem procesním a kriminalistikou je vztahem obsahu a formy. Vycházejí z předpokladu, že obsah tvoří kriminalistické metody a forma je určována trestním řádem. V této souvislosti je třeba

⁵ MUSIL, J., KONRÁD, Z., SUCHÁNEK, J. *Kriminalistika*. Praha: C. H. Beck, 2001, s. 6.

podotknout, že metody kriminalistické praxe, jakožto metody poznání, jsou platné bez ohledu na právní systém toho kterého státu, jakož i bez ohledu na zákonnou právní úpravu na určitém teritoriu a v určité době. Jednou z úloh kriminalistiky je zkoumání a zdokonalování metod, postupů a operací kriminalistické praxe. Tyto metody, postupy a operace pak podle požadavků trestního řádu platného na určitém území a v určité době se transformují do podoby procesních úkonů a taktiky jejich provádění.

V současné době je kriminalistika vzhledem k obsahu a formám výzkumu samostatným a rozsáhle interdisciplinárním vědním oborem. Využívá vybraných metod a poznatků jiných oborů, jež aplikuje na svůj předmět zkoumání (zákonitostí vzniku, shromažďování, využívání stop a soudních důkazů), a vytváří kombinace poznatků v zájmu úspěšného odhalování, vyšetřování a předcházení trestné činnosti. K vědním oborům, jejichž vybrané poznatky jsou v různé míře tvůrčím způsobem využívány, patří zejména fyzikálně matematické a technické obory, biologie, medicína, psychologie, psychiatrie, řízení, pedagogika a další. Důležité je dále využívání poznatků ze speciálních oborů, jako bioniky, biochemie, kybernetiky, soudního inženýrství nebo nově se rozvíjejícího, velmi progresivního oboru forenzní biomechaniky.

Kriminalistická věda přebírá také část poznatků jiných věd v nezměněné podobě a využívá je, především se jedná o **forenzní vědy**, jako jsou soudní lékařství, soudní psychiatrie, forenzní psychologie, soudní inženýrství a v poslední době také forenzní biomechanika.⁶ Forenzní vědy jsou obecně vymezeny jako vědy, které se aplikují při vyšetřování a dokazování v trestních i civilních řízeních před státními orgány. Jde o postupy vedoucí k prokázání identity osob, pravosti listin a podobně.⁷

Tyto disciplíny se konstituovaly na bázi znaleckého zkoumání, pro potřeby vyšetřování jsou relativně nezávislé na původních vědeckých základech. Forenzní disciplíny začaly postupně vyvíjet vlastní výzkumnou činnost na poznatkové bázi nejen svých mateřských oborů, ale také generalizací získaných zkušeností ze znalecké činnosti. Tím se velmi těsně přimkly ke kriminalistice. Objevují se názory, že by bylo možné chápat forenzní disciplíny jako součást kriminalistické vědy v širším smyslu, ale tento přístup není zatím naší kriminalistickou komunitou akceptován. Většinou se namítá, že přece jen velkou část poznatků čerpají forenzní disciplíny ze svých mateřských disciplín. Nesporné však je, že kontakt kriminalistiky a forenzních disciplín je mimořádně těsný, navzájem obohacující, a určitě přesnou hranici mezi nimi není v podstatě možné.

Pojem forenzní vědy je citován v západní literatuře, např. **American Academy of Forensic Sciences** (AAFS) ji definuje takto: „*Forenzní věda je aplikace vědeckých principů a technologických postupů pro účely spravedlnosti ve studiu a řešení trestních a občanských otázek*“.⁸ V tomto pojetí zahrnuje AAFS kriminalistiku jako jednu z forenzních věd.

⁶ STRAUS, J. *Forenzní biomechanika*. Praha: PA ČR, 1999, 256 s.

⁷ https://cs.wikipedia.org/wiki/Forezn%C3%AD_v%C4%9Bdy [online]. [cit. 11. 2. 2015].

⁸ <http://www.aafs.org/>

Podle slovníku cizích slov⁹ znamená slovo „forenzní“ jako „vztahující se k použití vědeckých a technologických postupů při zajišťování, prokazování a vyšetřování skutečnosti a ověřování důkazů v rámci trestního i občanského práva“. Původní význam slova *forenzní* je odvozeno z latinského *forensis*, což znamená fórum. V antickém Římě byly případy obvinění z trestného činu prezentovány před skupinou lidí na veřejném fóru, ve kterém obviněný i žalobce přednesli své argumenty a na jejich základě pak bylo usneseno rozhodnutí. V americkém pojetí slovo *forensis* znamená vztahující se k právu.¹⁰ V českém pojetí je pojem *forenzní* často nahrazován pojmem *soudní* (např. soudní lékařství).

Vymezení pojmu „forenzních věd“ není jednotné, jen stručnou analýzou literárních zdrojů lze vymezit několik definicí:¹¹

- Forenzní věda znamená využití přírodních věd ve věcech práva. Forenzní vědy využívají poznatky fyziky, chemie, biologie a dalších vědeckých principů a metod. Forenzní věda se zabývá stanovením identifikace objektu. Forenzní vědci mohou prezentovat své výsledky jako soudní znalci u soudu.¹²
- Slovo „forenzní“ znamená „vztahující se k zákonu“; forenzní vědy řeší právní otázky, a to za použití vědeckých principů.¹³
- Forenzní vědy využívají metod a technik základních věd k řešení právních otázek. Forenzní vědci jsou často označováni za „laboratorní vědce“, přesněji soudní znalce, jsou to kriminalisté, kteří pracují s fyzickými důkazy shromážděnými na místech trestných činů.¹⁴
- Forenzní věda je vědecká analýza a dokumentace důkazů vhodných pro soudní řízení.¹⁵

Forenzní vědy jsou tedy vědy, které se zabývají vývojem a aplikací specifických metod na vědeckém základě, které napomáhají při vyšetřování a dokazování trestných činů. Podnětem k vytvoření a aplikaci forenzních disciplín byl zejména technický rozvoj a s ním i rozvoj nových, technicky promyšlenějších způsobů, jak páchat trestné činy.

V posledních dvaceti letech se objevuje řada terminologických a teoretických otázek spojených s používáním pojmu „forenzní“. Naskytá se otázka, jaký je **vztah kriminalistiky a forenzních věd z pohledu současné kriminalistické teorie**. V posledních dvaceti letech se v naší kriminalistické a bezpečnostní literatuře často hovoří o forenzních vědách. Před rokem 1989 se u nás o forenzních vědách uvažovalo pouze v případech pronikání příbuzných vědních oborů do kriminalistického zkoumání a teprve s otevřením hranic a přísunem zahraniční literatury se postupně začala přejímat terminologie „západu“, kde se používá pojem „Forensic science“ nebo „Forensische Wissenschaften“.

⁹ KLIMEŠ, L. *Slovník cizích slov*. Praha: SPN, 1981, s. 183.

¹⁰ Definition of Forensic Science. All about forensic science [online]. [cit. 30. 1. 2015]. Dostupné na <http://www.all-about-forensic-science.com/definition-of-forensic-science.html>

¹¹ Definition of Forensic Science. All about forensic science [online]. [cit. 30. 1. 2015]. Dostupné na <http://www.all-about-forensic-science.com/definition-of-forensic-science.html>

¹² Midwest Forensics Resource Center at the U.S. Dept. of Energy.

¹³ Hall Dillon, Bureau of Labor Statistics.

¹⁴ California Criminalistics Institute.

¹⁵ Hamilton County Forensic Center.

Obecně se uvádí, že kriminalistická věda přebírá také část poznatků jiných věd v nezměněné podobě a využívá je, především se jedná o forenzní disciplíny. Podle mého názoru se v naší kriminalistické literatuře pojem „forenzní“ vyměnil za dříve využívaný pojem „kriminalisticko-technický“. A to v řadě oborů kriminalistických zkoumání. Naopak kriminalisticko-taktické metody nejsou přejímány jako forenzní. Zcela běžně se používají pojmy forenzní balistika, forenzní antropologie, forenzní biologie, ale nemluví se např. o forezním výslechu, forezním experimentu, forezní rekognici atd. Lze dovozovat, že forenzní vědy, tak jak jsou v některých zemích chápány, lze nahradit synonymem „kriminalisticko-technické aplikace“.

Z našeho pohledu je kriminalistika jako věda širší vědecká disciplína a podle mého názoru zahrnuje i forenzní vědy. Kriminalistika zahrnuje nejen kriminalisticko-technické metody, ale také kriminalisticko-taktické metody a dále jednotlivé metodiky vyšetřování konkrétních trestných činů a obecně teoretické otázky kriminalistiky.

Z celkového hlediska lze spatřovat dva světové pohledy na pojetí kriminalistiky. V zemích anglosaského práva, zejména ve Velké Británii a USA, je kriminalistika označována pojmem *forensic science*. Pojetí kriminalistiky je založeno především na přírodovědném a technickém zkoumání a je kladen důraz na technické a kriminalistické zkoumání stop.

V zemích kontinentálního práva se více frekvencuje pojem „kriminalistika“, který zahrnuje nejen oblast technického zkoumání, ale také i kriminalistickou taktiku a metodiku. Některé státy tak kladou důraz na technickou stránku (Francie) a jiné zas prosazují vědecký základ (USA). V současnosti se však s rostoucí globalizací prosazuje stále více pojem „*criminalistics*“ a dochází tak k postupnému sjednocování přístupů a terminologie.

V kriminalistice se v posledních 30 letech objevuje nový pojem, kterým je **forenzní biomechanika**. Dosud je nejvíce biomechanika prostudována v kriminalistické trasologii, kde biomechanický obsah trasologických stop odhaluje nové poznatky o somatometrii pachatele a jeho pohybovém chování na místě činu. Kriminalistická zkoumání trasologických stop vyžadují hledání nových metod dekódování informací, které stopa obsahuje. Je nutné tvůrčím přístupem rozpracovávat nové metody, postupy a prostředky jak v oblasti kriminalistické vědy, tak i v oblasti kriminalistické praktické činnosti a aktivně využívat a aplikovat již rozvinuté poznatky jiných vědních oborů.

Biomechanika jako vědecká disciplína je poměrně široce rozvinuta v oborech, jako je medicína, náhrady svalově-kosterního aparátu, sport, rehabilitace aj., biomechanické poznatky jsou v těchto vědních oborech široce využívány, v kriminalistice ovšem biomechanické poznatky pokulhávají. Jednu z příčin tohoto stavu spočívají v malé aplikační rozpracovanosti biomechaniky v kriminalistice a v celkové nedůvěře praktického využití.

S rozvojem kriminalistiky a zejména kriminalistické techniky se objevují nové vědní disciplíny, které svým předmětem výzkumu napomáhají k překonání častých nedostatků. Jednou z těchto disciplín, kterou v důsledku jejího obsahu můžeme nazvat jako dominující a pro perspektivu kriminalistických zkoumání je biomechanika.

Biomechanika je definována jako interdisciplinární věda, zabývající se především studiem mechanické struktury a mechanického chování živých systémů a jejich interakcí s okolím. Využití biomechaniky v kriminalistice je především závislé na samotné stopě trestného činu. Možnosti využití biomechaniky v kriminalistice je závislé také na tom, zda stopa má biomechanický obsah, tím máme na mysli zakódované informace o pohybovém aparátu pachatele a jeho pohybovém chování ve stopě. Zkušenosti a logické důvody dovolují tvrdit, že subjekt stopu vytvářející způsobí na objektu stopu přijímajícím takové materiální změny, které jsou jistým odrazem některých somatických vlastností a rovněž pohybového chování objektu, který stopu vytvořil. Z hlediska klasifikace kriminalistických stop řadíme tyto stopy do skupiny kriminalistických stop, které odrážejí funkční a dynamický projev působícího objektu, tj. člověka.

Forezní biomechanika je vědní obor, který aplikuje biomechaniku a biomechanické metody na zkoumání kriminalistických stop s biomechanickým obsahem a dekodování informace z kriminalisticky relevantní události, která vznikla v důsledku pohybové činnosti člověka a která souvisí s vyšetřovanou událostí. Forezní biomechanika zkoumá a objasňuje ten okruh kriminalistických stop, které mají v sobě obsažen biomechanický obsah, tedy uvedené aplikace podávají informaci o pohybovém aparátu pachatele nebo jeho pohybovém chování.

2. Kriminalistika a forezní biomechanika

2.1 Kriminalistika jako věda

Kriminalistika je od svého zrodu řazena společně s kriminologií, penologií, trestně právní vědou a různými forezními vědami do skupiny vědních oborů, zabývajících se negativním společenským jevem - zločinností.

Reálné objekty zkoumání této skupiny vědních oborů jsou povětšinou shodné. Jedná se zejména o následující objekty zkoumání¹⁶:

- příčiny, podmínky a okolnosti umožňující spáchání trestných činů a vzniku jiných společensky škodlivých událostí (kriminalisticky relevantní události);
- trestné činy a jiné společensky škodlivé události (např. sebevraždy, nehody, havárie atp.), jakož i jejich následky;
- pachatele trestných činů a jejich oběti;
- činnost pachatelů trestných činů;
- činnost pracovníků policie, státních zastupitelství a soudů;
- činnost znalců a znaleckých institucí.

Kriminalistická věda však zkoumá tyto objekty z hlediska sobě vlastních, specifických okruhů zákonitostí objektivní reality, které nejsou zkoumány žádnou jinou vědní disciplínou. Jedná o dva následující okruhy zákonitostí objektivního světa:

- zákonitosti vzniku a zániku kriminalistických stop, jiných soudních důkazů a kriminalisticky významných informací;
- zákonitosti vyhledávání, zajišťování, shromažďování, zkoumání a využívání kriminalistických stop, jiných soudních důkazů a kriminalisticky významných informací v zájmu rychlého, úplného a objektivního odhalování, vyšetřování a prevence trestných činů.

Výše uvedené dva okruhy zákonitostí objektivního světa jsou většinou autorů definovány jako specifický předmět kriminalistické vědy.

S ohledem na prudký rozvoj informačních technologií a jejich masového využívání ve všech sférách lidské činnosti lze vyslovit hypotézu o vývoji definování specifického předmětu kriminalistiky.

Specifický předmět kriminalistické vědy tvoří následující okruhy zákonitostí objektivního světa:

- *zákonitosti vzniku, trvání a zániku kriminalisticky relevantních informací (důkazního i nedůkazního charakteru);*
- *zákonitosti vyhledávání, fixace a shromažďování kriminalisticky relevantních informací;*

¹⁶ STRAUS, J. a kol. *Úvod do kriminalistiky*, 3. rozšířené vydání, Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2012, 173 s., ISBN 978-80-7380-367-4.

- *zákonitosti vydělování kriminalisticky relevantních informací z jejich hmotného nositele nebo specifického prostředí;*
- *zákonitosti vzniku, analýzy a řešení kriminalistických situací;*
- *zákonitosti analýzy, interpretace, hodnocení a využívání kriminalisticky relevantních informací v zájmu rychlého, úplného a objektivního odhalování, vyšetřování a prevence trestných činů.*

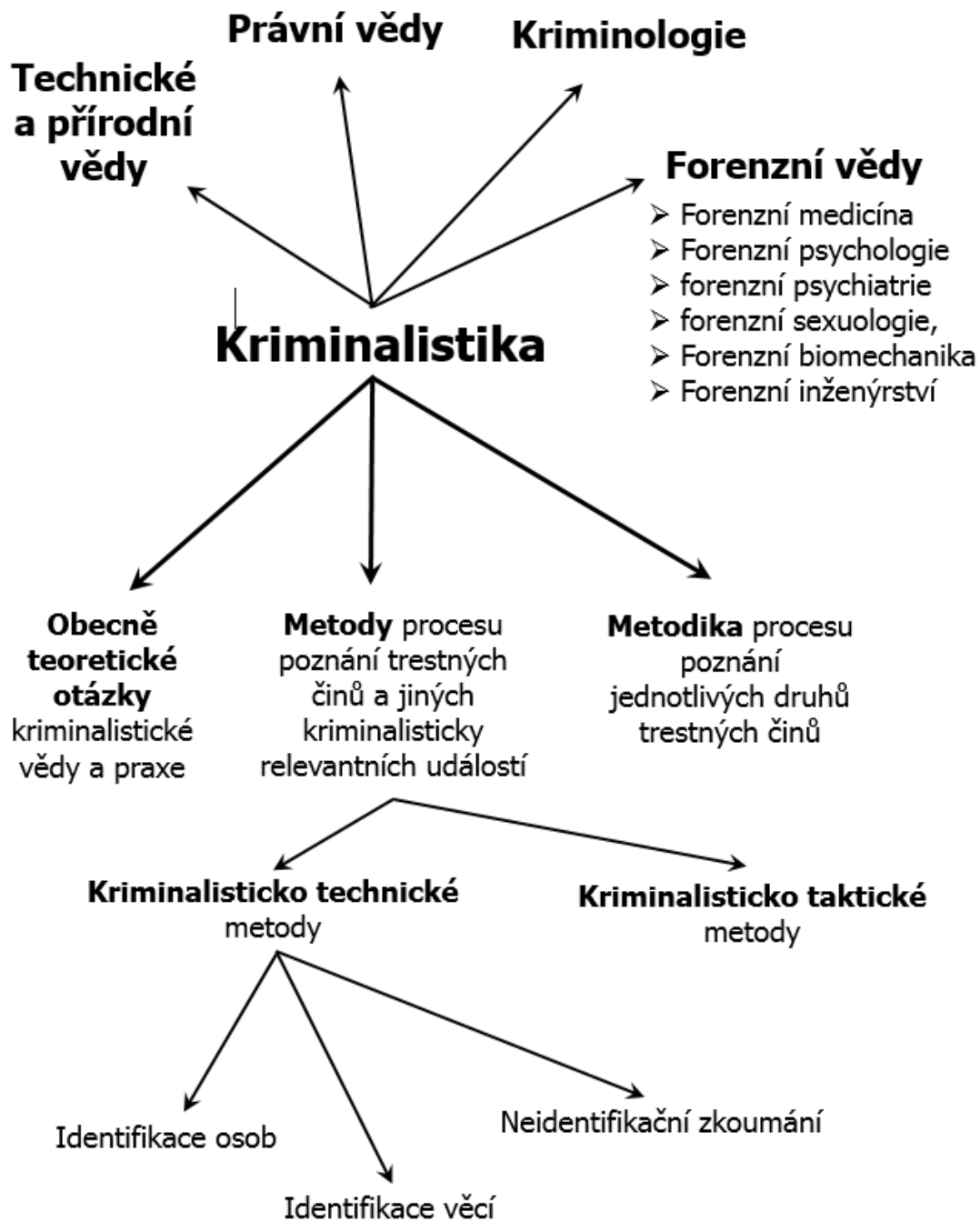
Na základě vymezení svého specifického předmětu zkoumání kriminalistická věda přešla od prostého přizpůsobování metod a poznatků technických, přírodních a společenských věd svým potřebám, k cílevědomému rozvinutí vlastní výzkumné činnosti. Výzkumnou činností v oblasti kriminalistiky bylo dosaženo řady významných poznatků, které již tvoří ucelený systém.

Tato samostatná tvůrčí činnost kriminalistů svědčí o zformování kriminalistiky jako významného, specifického vědního oboru, jehož institucionální zázemí představuje řada kriminalistických výzkumných a expertizních pracovišť, nejen policejních sborů, po celém světě.

Kriminalistika má úzký vztah i k řadě dalších vědních disciplín, zejména k forenzní medicíně, forenzní sexuologii, forenzní psychiatrii, forenzní psychologií, forenzní biomechanice a forenznímu inženýrství.

Kriminalistiku můžeme definovat jako **samostatný vědní obor, který zkoumá a objasňuje zákonitosti vzniku, zániku, vyhledávání, zajišťování, zkoumání a využívání kriminalistických stop, jiných soudních důkazů a kriminalisticky významných informací a na tomto základě vypracovává metody, postupy, prostředky, operace a doporučení pro proces poznání kriminalisticky relevantních událostí v podmínkách trestního řízení¹⁷.**

¹⁷ STRAUS, J. a kol. *Úvod do kriminalistiky*, 3. rozšířené vydání, Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2012, 173 s., ISBN 978-80-7380-367-4.



Obr. 2.1 - Schéma systému kriminalistiky a interdisciplinární charakter kriminalistiky

Biomechanika je vymezena jako obor, který přispívá k řešení těch biologických a medicínských problémů, jejichž součástí jsou i podproblémy mechanického charakteru, tzv. „problémy biomechanické“. K jejich řešení se využívají poznatky, přístupy, metody a teorie mechaniky. Biomechanické problémy se řeší na biomechanických objektech, které mohou mít nejrůznější charakter. Mohou to být prvky flóry nebo fauny, u biomechaniky člověka to může být objekt technický, a to v různé interakci s lidským organismem (implantát, fixátor), nebo je to sám lidský organismus jako celek či jeho neoddělená (in vivo), resp. oddělená část (in vitro).

Biomechanika je tedy vymezena jako obor, který využívá vše z mechaniky pro řešení problémů v oblasti biooborů, především v medicíně a biologii.¹⁸

*Biomechanika je definována jako interdisciplinární věda, zabývající se především studiem mechanické struktury a mechanického chování živých systémů a jejich interakcí s okolím.*¹⁹

Biomechanika se nalézá na počátku svého rozvoje, nicméně již dosáhla mnoha úspěchů. Její cíle jsou zatím omezené, protože záhy se poznalo, že popis izolovaných jevů nedává dostatečně použitelné výsledky. Proto se dnes postupně přechází na modelování složitých systémů i za cenu obtíží v matematickém popisu a experimentální technice. Ukázali jsme, že nová kvalita systému vznikla přenosem informací a jejich zpracováváním. To však je právě spojeno s integritou celého systému a jeho reakcí na okolí. Současná metodika studia je zatím značně poplatná snahám po izolování částí z celku a popisu jejich vazby jednoduššími okrajovými podmínkami, tak jak tomu je v klasické mechanice kontinua. Současným cílem je získat obecně platné poznatky pokud možno nejjednodušším a dostatečně přesným způsobem.²⁰

Pro popis složitějších poznatků je třeba užít matematických modelů. Matematický model popisuje realitu vždy jen přibližně, bez něho však nelze zatím metodami mechaniky pracovat.

Prvním krokem je zjištění geometrických parametrů tkání, orgánů, orgánových struktur a substruktur těchto objektů, které studujeme, a volba jejich adekvátních modelů (deska, nosník, membrána, vlákno apod.).

Druhým krokem je zjištění materiálových vlastností a opět volba jim odpovídajících modelů, tj. konstitutivních neboli materiálových rovnic. Pro biomechaniku je charakteristické, že tento krok je velmi nesnadný. Vyplývá to jednak z toho, že materiálové vlastnosti živých tkání jsou složité (nelinearity, závislost na historii, velké deformace) a navíc abychom tkáně mohli studovat, musíme je vyjmout z těla (většinou post mortem), a zkoumáme pak vlastnosti, které jsou již částečně odlišné od podmínek in vivo. Konstatování této skutečnosti není ovšem výzvou k pesimismu, musíme si být pouze vědomi toho, že pracujeme s nižší přesností než v klasické mechanice, a je proto třeba klást zvýšený důraz na stálé ověřování a porovnávání výsledků, které získáme z různých přístupů.

Třetím krokem je matematické zpracování dané úlohy: Na základě obecně platných zákonů mechaniky, informací o geometrii vnější a vnitřní skladby a konečně na základě materiálových rovnic odvodíme výchozí rovnice odpovídající danému problému a řešíme je pro příslušné okrajové, popřípadě počáteční podmínky.

Čtvrtým krokem je ověření výsledků pozorováním a proměřováním na objektu, pokud možno v podmínkách in vivo, a korigování výchozích hypotéz a parametrů.

Pátým krokem je potom využití v diagnostice, terapii, prevenci, popřípadě v aplikaci na technické konstrukce. Celá tato cesta je obtížná a zatím často neschůdná.

¹⁸ JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky. Hledání souvislostí*. Brno: CERM, 2008.

¹⁹ KARAS, V. *Biomechanika pohybového systému*. Praha: UK, 1978.

²⁰ VALENTA, J. a kol. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985.

Historie vědy nás však učí, že dílčí poznatky se často využívaly s vynikajícími výsledky a teprve mnohem později byla celá problematika do hloubky objasněna a pochopena.²¹

Rovnice mechaniky vypracované pro působení těles musí přirozeně platit i pro živé organismy, ale nejsou postačující. Hlavním předmětem biomechaniky je studium procesů ve složitých živých systémech a axiomy klasické mechaniky jsou základem, z něhož nutno vycházet a postupně je doplňovat zákony termodynamiky otevřených systémů, mikrobiologie aj.

Biomechaniku lze členit podle těchto kritérií:²²

1. **Podle typu bioobjektu**, na němž se řeší biomechanický problém, existuje:
 - **Biomechanika člověka** – je to nejrozsáhlejší a nejrozpracovanější oblast biomechaniky, zabývající se širokým spektrem, biomechanických problémů. Její počátky sahají až do dob Aristotela (zdůrazňoval nutnost propojení fyziky se živými objekty), Demokrita (vysvětloval jednoduše vlastnosti živé a neživé hmoty na základě tzv. „atomismu“) a Hippokrata (pojednání o obnovování kostní tkáně). Leonardo da Vinci poprvé popsal mechaniku pohybu lidského těla a mechaniku letu ptáků.
 - **Biomechanika zvířat** – zabývá se mnoha obdobnými problémy jako biomechanika člověka.
 - **Biomechanika rostlin** – zabývá se např. tuhostními a pevnostními problémy stébel rostlin, prouděním živin přes jednotlivé části rostlin, přenosem elektrických signálů při fotosyntéze apod.
2. **Podle odvětví mechaniky**, které se využívá při řešení biomechanického problému. Existuje tedy:
 - **Bioteřmomechanika** – zabývá se problémy vedení, sdílení a konvekce tepla v bioobjektech.
 - **Biohydromechanika** – zabývá se hydromechanickými a hydrodynamickými problémy biokapalin (u stromů mízy, u člověka krve, lymfy, moči).
 - **Bioaerodynamika** – zabývá se problematikou proudění plynů (např. proudění vzduchu nosem, kolem hlasivek, hrtanem a v plicích).
 - **Biomechanika tuhé fáze** – zabývá se problematikou pohybu těles, jejich deformacemi a porušováním soudržnosti. Tuto část biomechaniky lze členit na tyto obory:
 - *biostatiku*, která vyšetřuje podmínky silové rovnováhy a ekvivalence na bioobjektech,
 - *biokinematiku*, vyšetřující posuvy, rychlosti a zrychlení vybraných bodů bioobjektů,
 - *biodynamiku*, zabývající se pohybem bioobjektů v závislosti na silovém působení,
 - *bioelasticitu*, jejíž náplní je určování a analýza deformací a napětí u bioobjektů, porušování soudržnosti bioobjektů, a to pro jejich různá chování (elastická, elasto-plastická, vizkoelastická, při malých či velkých

²¹ VALENTA, J. a kol. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985.

²² JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky. Hledání souvislostí*. Brno: CERM, 2008, s. 10-35. STRAUS, J. a PORADA, V. *Teorie forenzní biomechaniky*. 1. vydání. Praha: VŠFS, 2017, 168 s. Edice SCIENCEpress. ISBN 978-80-7408-140-8.

deformacích) a při jejich různých strukturách (izotropních až anizotropních).

Vzhledem na progresivní výpočtové metody a přístupy (metoda konečných prvků [MKP], metody umělé inteligence atd.) aplikovatelné na všechny části mechaniky stane se uvedené členění anachronismem.

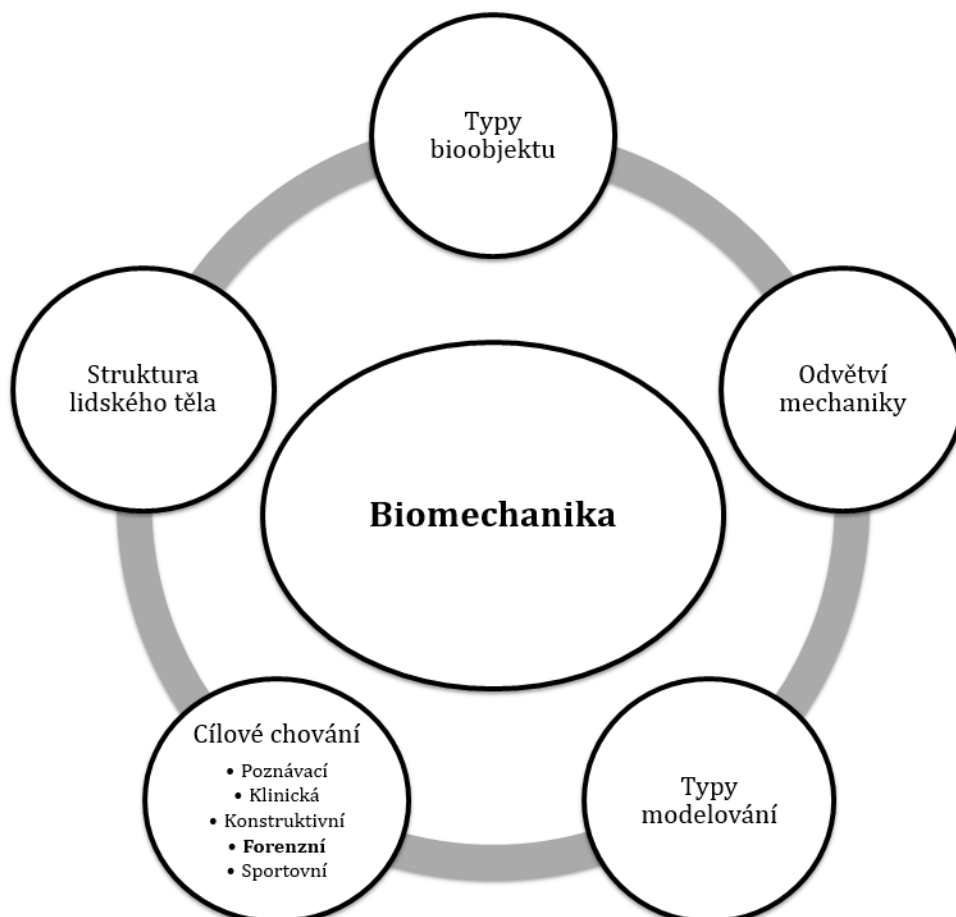
3. Podle typu modelování, které využívá při řešení problémů biomechaniky člověka:

- **Experimentální biomechanika** – při řešení problému má aktuální preferenci experiment – výpočty mají jen sekundární úlohu; používají se zejména při zpracování výsledků měření, též jako součást plánování měření.
- **Výpočetní biomechanika** – aktuální preferenci při řešení problémů má výpočtové modelování. Jeho použití je podmíněno existencí teorie v matematickém vyjádření, její řešitelností a realizovatelností na výpočetním prostředku, a dále musí existovat vstupní údaje do algoritmu příslušné přímé či nepřímé úlohy. V současnosti se v řešení biomechanických problémů pro klinickou praxi používají numerické metody, především v podobě metody konečných prvků.

4. Podle cílového chování biomechaniky:

- **Poznávací biomechanika** – má charakter cílevědomého, systematického a objektivizovaného poznávání bioorganismů z určitého vymezeného hlediska s využitím mechaniky. Především jde o poznávání vlastností a chování prvků a jejich vazeb v bioobjektu, vlastností a chování bioobjektu jako celku a jeho vazeb s okolím. Patří sem např. výzkum mechanických vlastností tkání, jejich chování při zatížení, mezních stavů tkání, výzkum vlastností a proudění biotekutiny, kinematika a dynamika svalově-kosterní soustavy apod.
- **Klinická biomechanika** – zabývá se řešením konkrétních klinických problémů u bioobjektů, v jejichž struktuře (prvky, vazby) nastal patologický stav, přičemž existuje vysoká pravděpodobnost, že propojením lékařských a inženýrských přístupů, případně s využitím technických objektů implantátů, lze patologický stav zcela nebo částečně odstranit. Klinickou biomechaniku lze členit na bezimplantační (např. biomechanické návrhy na operační rekonstrukci patologicky vyvinutých velkých kloubů) dočasně nebo trvale implantační (např. určování deformačně-napěťových stavů v prvních endoprotézách a okolních tkáních).
- **Konstruktivní biomechanika** – cílem je využití poznatků a metody mechaniky při návrhu a realizaci technických objektů s určitým cílovým chováním, které slouží k řešení klinických problémů. Technické objekty mohou mít různorodý charakter: od chirurgických a ortopedických pomůcek přes dočasné nebo trvalé implantáty až po zařízení pro udržení nebo obnovu fyziologických funkcí.
- **Kriminalistická (forenzní) biomechanika** – je souborem kriminalistických přístupů a metod využívajících poznatky mechaniky k získání a rozšiřování informací o příčinách trestného činu, o objektech podílejících se na jeho realizaci a o charakteristikách pachatele, to vše na základě známých informací o důsledcích a okolnostech trestného činu. Je to kriminalistika lidských stop v obousměrné interakci „člověk – okolí“, které obsahují informaci dekódovatelnou s využitím poznatků mechaniky.
- **Sportovní mechanika** – je oborem využívajícím poznatky mechaniky při řešení problémů souvisejících se sportovní činností člověka, zejména při:
 - zvyšování jeho sportovních výkonů,

- objektivizaci odezev sportovních činností (zejména gymnastika, volejbal, kopaná, házená, hokej, box, vzpírání) na vlastnosti a chování prvků struktury organismu a na něm probíhajících procesů,
 - optimalizaci rehabilitačních sportovních procesů,
 - tvorbě technických objektů pro tréninkové, posilovací, rehabilitační a klinické účely sportovců.
- **Interakční biomechanika** – zabývá se problémy souvisejícími s interakcemi typu „okolí – člověk“, dále s problematikou prevence vůči nepříznivým vlivům těchto interakcí a s rehabilitačními problémy při odstraňování jejich následků. Okrajově sem patří i problematika opačně orientované interakce, tedy „člověk – okolí“, která je předmětem ekologického inženýrství.
5. **Podle prvků struktury lidského těla**, kterými se zabývá klinická a poznávací biomechanika:
- **Na nejvyšší úrovni hierarchie lidského těla** jsou to biomechaniky jednotlivých funkčních soustav lidského těla. Existuje tedy biomechanika: soustavy svalově-kosterní, srdečně-cévní (oběhové), dýchací, trávicí, močové, reprodukční, dále dentální biomechanika a biomechanika smyslových orgánů. Biomechaniku kosterní, srdečně-cévní, dentální a močovou a biomechaniku sluchových orgánů lze členit na bezimplantační a implantační.



Obr. 2.1 - Struktura biomechaniky²³

²³ STRAUS, J., PORADA, V. *Teorie forezní biomechaniky*. 1. vydání. Praha: VŠFS, 2017, 168 s. Edice SCIENCEpress. ISBN 978-80-7408-140-8.

A. Biomechanika svalově-kosterní soustavy může být členěna na tyto prvky²⁴:

- **Biomechanika kloubu** kyčelního, kolenního, loketního, hlezenního.
 - *Bezimplantační biomechanika kyčelního spojení se např. zabývá těmito problémy:*
 - zkoumáním deformačně-napěťových stavů v kostech a svalech kyčelního spojení a v kloubní chrupavce při jejich fyziologických a patologických stavech,
 - biomechanickým posuzováním různých typů osteotomií při rekonstrukcích patologicky vyvinutých geometrií kyčelních spojení,
 - vliv velikosti stříškování (zakrytí hlavice kyčelního kloubu pánevní kostí) na rozložení stykového tlaku mezi hlavicí kyčelní a jamkou.
 - *Implantační biomechanika kyčelního spojení se podílí např. na řešení těchto typů problémů:*
 - návrhy částečných a totálních endoprotéz z hlediska deformačně-napěťových stavů v prvcích endoprotézy a v přilehlých kostech (stehenní a pánevní kosti),
 - problematikou interakcí prvků endoprotéz s přilehlými kostmi,
 - zjišťováním příčin vzniku mechanických mezních stavů u prvků endoprotéz a přilehlých kostí (lomy keramických hlavíc, dřívků a umělých kloubních jamek apod.),
 - vlivem geometrie kyčelní endoprotézy (velikosti kolodiafyzárního úhlu, polohy acetabula), materiálové struktury acetabula (vícevrstvá acetabula z různých materiálů) apod. na deformačně-napěťové stavy v prvcích endoprotézy a v přilehlých kostech,
 - mechanickou interakcí cementovaných kyčelních endoprotéz se stehenní kostí.
- **Biomechanika páteře** (krční, bederní) – zabývá se problémy:
 - určování deformačně-napěťových stavů v prvcích páteře (obratle, meziobratlové ploténky) při různých způsobech namáhání páteře,
 - výpočtové a experimentální ověřování tuhostních a pevnostních vlastností bederních fixátorů,
 - výpočtové a experimentální deformačně-napěťové analýzy prvků páteře se zvýšenou tuhostí dosaženou interními aplikacemi materiálů typu cement a biokeramiky,
 - určování mechanických vlastností strukturně degradovaných prvků páteře, např. v důsledku osteoporózy, různých mechanických traumat apod.
- **Biomechanika dlouhých a krátkých kostí** – předmětem jejího zkoumání je např.:
 - strukturní a tvarová optimalizace vnitro dřevňových hřebů používaných při zlomeninách stehenních kostí a kluzných šroubů používaných při zlomeninách krčku této kosti,
 - deformačně-napěťová analýza prvků soustavy „vnější fixátor typu Ilizarov – stehenní kost“,
 - deformačně-napěťová odezva kostní tkáně (kortikální a spongiózní) na zavrtání různých typů šroubů (válcové a kuželové dřívky, různé tvary, šířky a stoupání závitů), různě zatížených,

²⁴ JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky. Hledání souvislostí*. Brno: CERM, 2008, s. 10-35.

- řízená osteotomie dlouhých kostí (náhrada „krvavé“ osteotomie při prodlužování kostí).
- **Biomechanika svalů** – natržení a utržení svalů, úponů a šlach, mikro-biomechanika sarkomery apod.

B. Biomechanika srdečně-cévní soustavy může být dekomponována na tyto prvky:

- **Biomechanika srdce** – zabývá se problémy:
 - deformačně napěťových stavů v srdečním svalu,
 - biomechanickými problémy v souvislosti s vývojem umělého srdce,
 - problematikou elektrických a mechanických odezev izolovaných srdečních buněk na elektrické a chemické podněty apod.
- **Biomechanika cév** – řeší problémy:
 - deformačně-napěťových stavů ve stěnách tepen od přetlaku krve, od axiálního předpětí a od vlastní napjatosti (zbytková obvodová napětí ve stěně cévy),
 - problémy deformačně-napěťových stavů v místech spojení tepny s umělou tepennou náhradou (klasické spojení šitím, prognostikované spojení přeplátováním a slepením),
 - určování mechanických vlastností umělých tepenních náhrad, problémy výztuží tepen apod.,
 - výpočtové modelování deformačně-napěťových stavů v oblasti výdutí tepen při použití arteriálních stentů (výztuží).
- **Biomechanika žil** – řeší problematiku průtoku krve u fyziologických a patologických stavů žil.

C. Biomechanika dentální soustavy – řeší se např. tyto problémy:

- výpočtové modelování deformačně-napěťových stavů v lepených zubních můstcích z kompozitních materiálů, včetně určování mezních stavů deformace (nesmí nastat dotek můstku s tkání čelisti),
- výpočtové modelování uložení zubů v zubním lůžku,
- výpočtové modelování interakce zubního implantátu s dolní čelistí,
- výpočtové modelování deformačně-napěťových stavů ve spodní čelisti od silového působení mezi zuby v různých místech spodní čelisti (modelování skusů mezi různými dvojicemi zubů).

D. Biomechanika sluchové soustavy – řešenými problematikami jsou:

- modální a harmonická analýza vnějšího zvukovodu,
- vliv vlastní frekvence a tvaru kmitu na odezvy bubínku,
- výpočtové modelování cochley (šneku) a odezvy bazilární membrány na mechanické buzení od středoušních kůstek,
- deformačně-napěťové analýzy středoušních kůstek při přenosu zvuku do vnitřního ucha.

Na nejnižší úrovni hierarchie prvků struktury lidského těla pak existuje **mikrobiomechanika tkání**.

U kostních tkání je to problematika remodelace kostní tkáně, biomechanických vlastností osteonů, u svalových tkání je to biomechanika na úrovni sarkomery a jejich

prvků (aktinových a myozinových vláken). V současnosti je mikrobiomechanika rozvíjena s využitím tzv. **metody homogenizace**²⁵.

2.2 Forenzní biomechanika

Biomechanické poznatky pronikaly do kriminalistiky a forenzních věd postupně od 70 let minulého století. Zpočátku se tyto poznatky označovaly jaký „aplikace biomechaniky v kriminalistice“, později jako „forenzní biomechanika“. Využití biomechaniky v kriminalistice je především závislé na samotné stopě trestného činu. Možnosti využití biomechaniky v kriminalistice jsou závislé také na tom, zda stopa má biomechanický obsah, tím máme na mysli zakódované informace o svalově-kosterním aparátu pachatele a jeho pohybovém chování ve stopě.²⁶

Zkušenosti a logické důvody dovolují tvrdit, že subjekt stopu vytvářející způsobí na přijímajícím objektu stopy takových materiálních změn, které jsou jistým odrazem některých somatických vlastností a rovněž pohybového chování objektu, který stopu vytvořil. Z hlediska klasifikace kriminalistických stop řadíme tyto stopy do skupiny kriminalistických stop, které odrážejí funkční a dynamický projev působícího objektu, tj. člověka.²⁷

Z pohledu historie je forenzní biomechanika poměrně velmi mladý obor v systému forenzních věd. Biomechanika nejprve byla velmi okrajově využívána pro řešení problémů v kriminalistice a v 60. a 70. letech minulého století²⁸ se rozvíjel vědecký výzkum biomechanických aplikací (Porada 1972, 1976).^{29, 30} V té době vznikaly první „forenzní“ vize na katedře anatomie, biomechaniky a antropomotoriky FTVS UK v Praze, které byly spíše intelektuálního charakteru. Na rozvoji biomechanických aplikací v kriminalistice se podílel celý tým katedry pod vedením prof. Karase. Podle mých zkušeností se v komunitě kriminalistů začíná užívat pojem „Forenzní biomechanika“ až od počátku 90. let, kdy byla tato vědecká disciplína využívána jako znalecký obor (Viz Karas, Porada, Straus 1997; Karas, Straus, Porada 1998).³¹ Ve druhé polovině 90. let se forenzní biomechanika začíná systematicky rozvíjet i na katedře kriminalistiky Policejní akademii ČR v Praze. Výzkum katedry kriminalistiky navázal na vědecké poznatky z minulých let založené prof. Viktorem Poradou. Prof. Porada byl blízký spolupracovník prof. Karase a ve svých vědeckých studiích položil základní myšlenkové směry biomechanických aplikací v kriminalistice a realizoval řadu experimentálních prací.

²⁵ JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky. Hledání souvislostí*. Brno: CERM, 2008, s. 10-35.

²⁶ PORADA, V., STRAUS, J., KARAS, V. Odhad somatických znaků člověka ze stop nohou. *Čs. kriminalistika*, 4, 1992. STRAUS, J. *Aplikace forenzní biomechaniky*. Praha: Police history, 2001.

²⁷ PORADA, V. *Teorie kriminalistických stop a identifikace*. Praha: Academia, 1987. PORADA, V. *Kriminalistická biomechanika*. In: VALENTA, J. a kol. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985.

²⁸ V průběhu vývoje se nejprve používalo označení „biomechanický obsah kriminalistických stop“, později se vygeneroval pojem „Kriminalistická biomechanika“.

²⁹ KARAS, V. *Biomechanika pohybového aparátu člověka*. Praha: UK, 1978.

³⁰ PORADA, V. *Teorie kriminalistických stop a identifikace*. Praha: Academia, 1987.

³¹ Podle mého názoru lze o forenzní biomechanice jako skutečně plnohodnotné forenzní disciplíně uvažovat od roku 1994, kdy byl prof. Vladimír Karas jmenován Městským soudem v Praze jako první znalec v oboru „Kriminalistika, specializace forenzní biomechanika“ v České republice.

Tak jako jiné forenzní obory, tak analogicky i forenzní biomechanika vychází z mateřského oboru biomechaniky a postupem vývoje generuje poznatky ze znalecké praxe a vytváří si vlastní vědeckovýzkumnou základnu, směry vývoje a precizují se konkrétní možnosti využití forenzní biomechaniky ve znalecké činnosti. Forenzní biomechanika se natolik vyprofilovala jako samostatný obor, že v posledních letech jsou v procesu vyšetřování vyžadovány znalecké posudky z oboru „Kriminalistika - specializace forenzní biomechanika“ v daleko větší míře než tomu bylo v minulosti.

Rozsáhlost biomechanického obsahu kriminalistické stopy je dána množstvím znaků, které lze ve stopě nalézt a které poskytnou informaci o skupinových nebo individuálních vlastnostech a motorickém chování neznámého pachatele, který stopy zanechal.

Názory na vymezení pojmu „forenzní biomechanika“ jsou různé a v literatuře je možné nalézt mnoho definic, v přehledu uvádím jen ty nejfrekventovanější:

Forenzní biomechanika aplikuje biomechanické principy na problémy vyskytující se v soudní praxi, a to jak občanskoprávní, tak i trestněprávní. Studuje mechaniku pohybu, zejména pohyb řízení svalovým aparátem. Pro trestní řízení poskytuje informace o tom, jak mohlo dojít ke zranění při násilných útocích, sebevraždách, hromadných neštěstích a vraždách, jakož i o tom, zda pohyb osoby byl proveditelný bez cizího přičinění. V rámci občanskoprávního řízení ji lze využít k posouzení pádů beze svědků. Forenzní biomechanika se opírá o fyzikální principy a zahrnuje řešení pomocí výpočtů, často též počítačových modelů.³²

Forenzní biomechanika aplikuje poznatky mechaniky k zodpovězení významných otázek pro trestní a občanské právo, čímž řeší otázky vztahující se k biologickým objektům, především lidskému tělu.³³

Forenzní biomechanika je vědou aplikující biomechanické teorie a technologie k řešení problému vztahujících se k mechanice v procesu znalecké činnosti. Vytvořila se jako nová odnož jak moderní biomechaniky, tak i kriminalistiky. Jedná se o velice potenciální oblast výzkumu zranění.³⁴

Forenzní biomechanika v sobě kombinuje znalosti mechaniky, biologie, lidské anatomie a fyziologie, na jejichž základě posuzuje události a skutky nejrůznější povahy - zranění způsobená pády z výšek či stoje, zakopnutím, uklouznutím apod.³⁵

Biomechanika je věda zabývající se mechanickými principy živého organismu. Je to jedna z nejzajímavějších a nejrychleji se rozvíjejících věd. Ve forenzních vědách je to právě biomechanika, která vysvětluje zranění těl na místě činu a pomáhá vysvětlit krevní kapky.³⁶

³² BELL, S. *Encyklopedia of forensic science*. New York: Facts On File, Inc., 2008, s. 35.

³³ SCHNECK, D. J. *Forensic Biomechanics* [online]. [cit. 9. 7. 2010]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.jurispro.com/files/documents/doc-1066205161-article-1594.pdf>>

³⁴ XU, Y., FAN, Y., YU, X. *Researches in forensic biomechanics* [online]. [cit. 9. 7. 2010]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15022486>>

³⁵ ENGIN, A. E. Forensic biomechanics - Transdisciplinary approach on the court of law (Abstract), *Journal of Integrated Design & Process Science*, April 2005, Vol. 9, No. 2.

³⁶ <http://eu.wiley.com/WileyCDA/WileyTitle/productCd-111840422X.html>

Obecně je forenzní biomechanika věda o tom, jak lidské tělo reaguje na vnější a vnitřní sílu.³⁷

Forenzní biomechanika je věda o působení mechanických sil na anatomii člověka.³⁸

Forenzní biomechanika je analytická metoda určená pro dokazování před soudem.³⁹

Forenzní biomechanika je aplikace biomechanické inženýrské vědy tam, kde biomechaničtí experti potřebují vědět, zda úraz byl příčinou zranění.⁴⁰

Forenzní biomechanik je člověk, který je přizván k vyšetřování a analýze situace, kde něco selhalo - auto, stroj, cvičící nástroje - po čemž následovalo zranění nebo smrt.⁴¹

Je to aplikace mechanických principů a technik na strukturu, funkci a schopnosti lidského organismu.⁴²

Forenzní biomechanika využívá biomechanických poznatků k zodpovězení otázek v civilním a trestním právu.⁴³

Forenzní biomechanika je věda, která zkoumá síly působící na a v biologické struktuře a efekty, které tyto síly způsobují.⁴⁴

Podle komparace současných pohledů lze pojem forenzní biomechanika vymezit následovně:

Forenzní biomechanika je vědní obor, který aplikuje biomechaniku a biomechanické metody na zkoumání kriminalistických stop s biomechanickým obsahem a dekodování informace z kriminalisticky relevantní události, která vznikla v důsledku pohybové činnosti člověka a která souvisí s vyšetřovanou událostí. Forenzní biomechanika zkoumá a objasňuje ten okruh kriminalistických stop, které mají v sobě obsažen biomechanický obsah, tedy uvedené aplikace podávají informaci o pohybovém aparátu člověka nebo o jeho pohybovém chování.

Forenzní biomechanika stojí svým předmětem zkoumání ve společném průniku biomechaniky a kriminalistiky. Tvůrčím způsobem aplikuje biomechanické metody zkoumání, postupy a způsoby řešení biomechaniky na problematiku kriminalistiky. Forenzní biomechanika studuje a zkoumá pohybový systém a pohybové chování osob, které mají souvislost s trestným činem a zanechaly kriminalistické stopy, které mají v sobě zakódovaný biomechanický obsah.

³⁷ <http://www.robsonforensic.com/practice-areas/biomechanics-expert>

³⁸ <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17447861>

³⁹ <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1752928X09001541>

⁴⁰ https://en.wikipedia.org/wiki/Forensic_biomechanics

⁴¹ <http://explorecuriocity.org/Explore/ArticleId/63/forensic-biomechanical-engineer-combining-mechanical-engineering-and-biology-63.aspx>

⁴² <https://books.google.cz/books?id=1US2ubw9JwC&pg=PR13&lpg=PR13&dq=forensic+biomechanics&source=bl&ots=f5vT030IRy&sig=nJ1P0E9MXn29cfgltLUBX9crys&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKEwitram7ntfLAhUCIpoKHU1xDtk4ChDoAQg7MAQ#v=onepage&q&f=false>

⁴³ <http://www.movementexperts.com.au/forensic-biomechanics>

⁴⁴ <http://www.vectorscientific.com/about-biomechanics.html>

Předmět kriminalistiky jako každé jiné vědy je determinován určitým druhem zkoumaných zákonitostí objektivního světa. V případě forenzní biomechaniky lze vymežit předmět zkoumání ve dvou směrech. Předmětem zkoumání forenzní biomechaniky jsou:

1. Kriminalistické stopy s biomechanickým obsahem.
2. Kriminalisticky relevantní změny, které vznikly v důsledku mechanické interakce systému „člověk-okolí“.

Jako praktické aplikace forenzní biomechaniky můžeme na základě dosud získaných zkušeností a literární komparace uvést **současné směry zkoumání**, které se principiálně od sebe liší v obsahu vědeckého a gnozeologického přístupu:⁴⁵

1. Biomechanický obsah trasologických stop.
2. Biomechanický obsah stop ručního písma.
3. Studium biomechanického obsahu stop vnitřní strany rukou, případně dlaní.
4. Mechanické extrémní dynamické zatěžování organismu.
5. Biomechanické posouzení pádů obětí z výšky,
6. Využití biomechaniky při konstrukci motorových vozidel
7. Biomechanický aspekt při řešení dopravních nehod motorových vozidel.
8. Biomechanika střetného boje v sebeobraně.
9. Identifikace osob podle biomechanické analýzy lokomoce.

Praktické využití poznatků forenzní biomechaniky je nejčastější při hodnocení pádů z výšek, nekaskádovitých pádů lidského těla z relativně menších výšek (43 %) (pády do 150 metrů, kdy lze zanedbat odpor vzduchu). Dále v případech extrémního dynamického zatížení organismu (25 %) a jako třetí částí aplikace jsou pády ze stoje na zem nebo pády ze schodů (15 %).

⁴⁵ STRAUS, J. Zkušenosti ze znalecké praxe ve forenzní biomechanice. *Kriminalistika*, roč. 41, 2, 2008, s. 130-137. PORADA, V. a kol. *Kriminalistika. Technické, forenzní a kybernetické aspekty*. A. Čeněk, 2016.

3. Vývoj forenzní biomechaniky

3.1 Vývoj biomechaniky ve světě

Pohyby živých bytostí zajímaly člověka už od starověku. Mezi první vědce, kteří se zabývali mechanikou pohybu, patřili **Aristoteles**, **Claudius Galen**, **Leonardo da Vinci**, kteří položili základy vědy o pohybu lidí a zvířat.

Aristoteles (384–322 př. n. l.) byl vynikající řecký vědec, myslitel, popsal různé typy chůze a snažil se pochopit, jaké síly působí na člověka při chůzi. Může být v jistém zjednodušeném pohledu považován za prvního „biomechanika“.

Velkým přínosem ke studiu funkcí mechaniky lokomoce lidského těla byl anatom, lékař a přírodovědec **Claudius Galen** (129–201 let př. n. l.). Claudius Galen byl lékařem římského císaře Marca Aurelia a napsal více než 400 pojednání o medicíně, mezi nimiž jsou příspěvky, ve kterých se zabývá funkcemi lidského těla. Pro studium anatomie a fyziologie Galen rozsáhle využíval experimenty na zvířatech.

Při vývoji biomechaniky je důležitá role **Leonarda da Vinciho** (1452–1519), vynikajícího italského malíře, sochaře, architekta, vědce a inženýra. Leonardo da Vinci jako umělec věnoval velkou pozornost studiu anatomie, zejména proporcím lidského těla. Zachoval se velké množství kreseb Leonarda da Vinciho, věnovaných studiu umístění svalů a vnitřních orgánů⁴⁶. V anatomických studiích Leonardo da Vinci shrnul výsledky pitev a považoval tělo za model „přírodní mechaniky“. Leonardo da Vinci popsal funkce některých kostí a nervů a vytvořil inovativní předpoklady o svalovém antagonismu. Při pokusech s odstraňováním různých orgánů u zvířat se Leonardo da Vinci pokusil o zavedení experimentální metody do biologie.

K rozvoji biomechaniky jako vědy významně přispěl italský astronom, matematik a lékař **Giovanni Alfonso Borelli** (1608–1679), který stejně jako Leonardo da Vinci zkoumal svaly a muskuloskeletální systém zvířat a lidí z pohledu mechaniky⁴⁷. Borelli shrnul nashromážděné zkušenosti ze studia pohybů, rozvinul myšlenky Leonarda da Vinciho a dal významný impuls studii mechaniky pohybu živých bytostí. Z hlediska mechaniky zkoumal rovnovážné podmínky lidského těla a na základě experimentálních údajů určoval obecné těžiště. Kniha vyšla v roce 1680 v Římě po smrti J. Borelliho.

⁴⁶ <https://allasamsonova.ru/ngu-im-p-f-lesgafta/studenty/biomehanika-zf/lekcii/lekcija-2-istorija-biomehaniki/> [online]. [cit. 2020-05-24].

⁴⁷ <https://allasamsonova.ru/ngu-im-p-f-lesgafta/studenty/biomehanika-zf/lekcii/lekcija-2-istorija-biomehaniki/> [online]. [cit. 2020-05-24].



Obr. 3.1 - Giovanni Alfonso Borelli (1608–1679)

Pronikání skutečně vědeckých výzkumných metod do biomechaniky je spojeno s francouzským vynálezcem **Jacquesem Louisem Daguerrem** (1787–1851). V roce 1839 vyvinul první praktickou metodu fotografie.

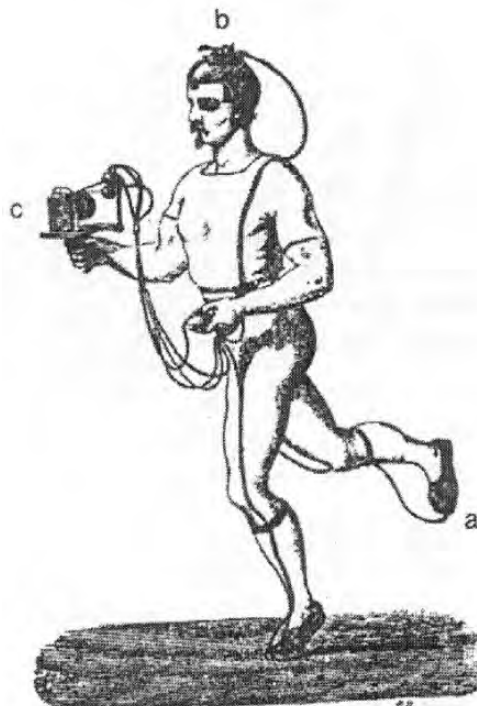
Další krok v zavádění metod vědeckého výzkumu do biomechaniky provedl francouzský fyziolog **Etienne Jules Marey** (1830–1904). Marey vyvinul metodu pneumografie, tj. zaznamenávání podpurných reakcí přenášením tlaku vzduchu.

Vzduchové komory byly zabudovány do podešví pánské boty. Během opory se tlak vzduchu v komoře zvýšil, byl přenášen trubicemi na zařízení, které subjekt držel v ruce (obr. 3.3). To umožnilo určit dobu podpory a letu při chůzi a běhu.

Vynález E. J. Mareyho umožnil zaznamenat velikost reakce podpory během lokomoce. Marey tuto metodu zdokonalil navržením fotografické expozice (1882), která umožnila pořídít 12 expozic jeden po druhém. Studoval let ptáků a hmyzu, chůzi, běhání, skákání lidí. V roce 1880 Marey vynalezl časosběrné fotografování – fotografování celého pohybu na jedné desce. Za tímto účelem byl před kamerou nainstalován otočný disk se sloty. Když štěrbinová otevírá přístup světelného toku k čočce, poloha osoby je fixována na desce. Na jednu desku se tak získá v několika časových bodech několik lidských pozic. První chronografy byly velmi nízké kvality.



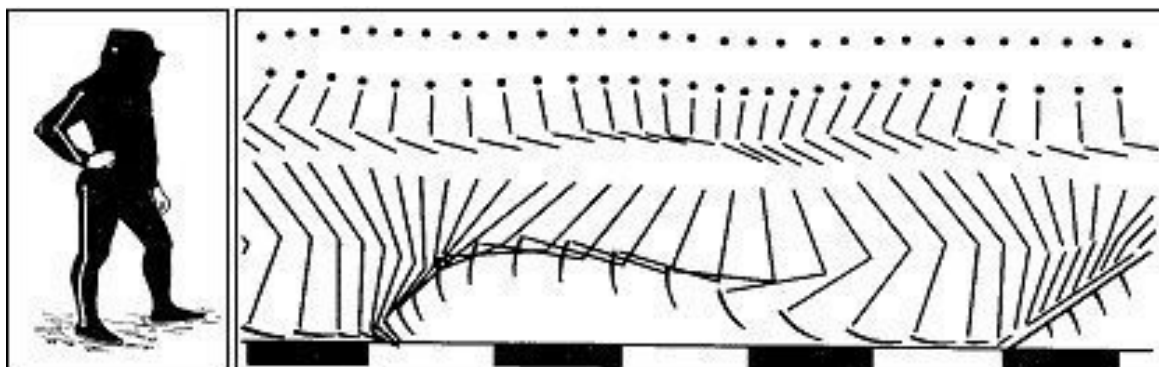
Obr. 3.2 - Etienne Jules Marey (1830–1904)



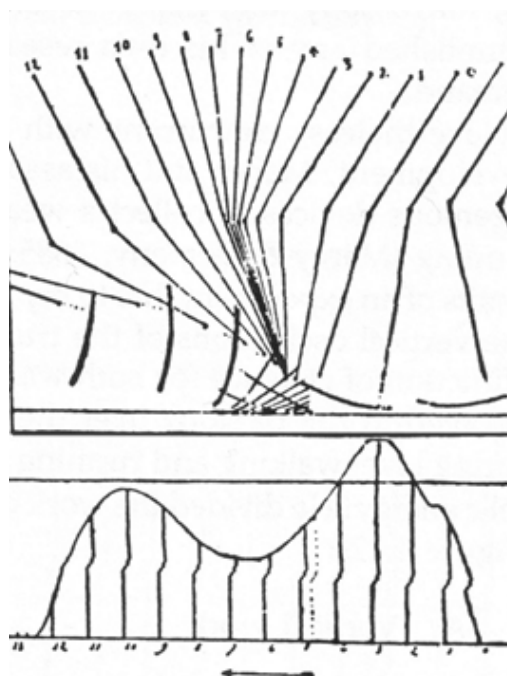
Obr. 3.3 - Pneumografie E. J. Mareyho

Později omezil Marey počet zachycených bodů pohybujícího se objektu. „Oblékl muže od hlavy k patě do černého trikotu a hodil mu přes hlavu kapuci.“ Z celého povrchu těla zanechával světlo jen úzké pásy podél osy spojení končetin a hlavu označil jasnou tečkou. Pruhy byly vyrobeny ze stříbrného galonového prýmku. V důsledku této úpravy se na jeho fotografiích začaly objevovat hůlkové vzory mužů ze zápasů (obr. 3.4). Díky zužování těchto zápasů mohl fotografovat fáze pohybu mnohem častěji, aniž by se obával, že by se jedna postava překrývala s druhou.

Dalším krokem vpřed bylo nahrazení světelných pásů jasnými značkami, které byly připevněny ke středům kloubů.⁴⁸



Obr. 3.4 - Testovaný subjekt připravený pro experiment (vlevo) a chronografická fotografie běhu podle E. J. Mareyho

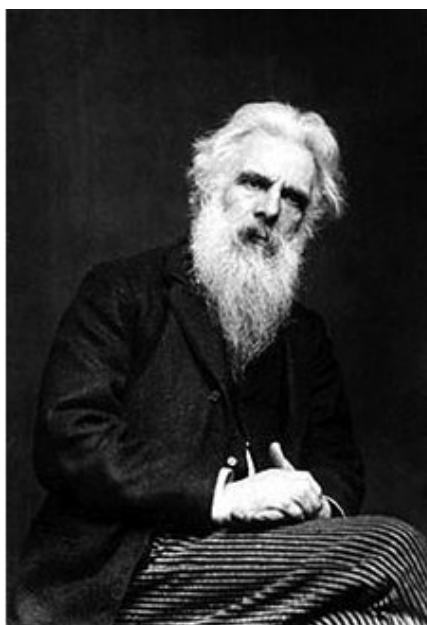


Obr. 3.5 - Chronogram pohybů dolní končetiny a synchronní registrace podpůrné reakce při chůzi: Marey

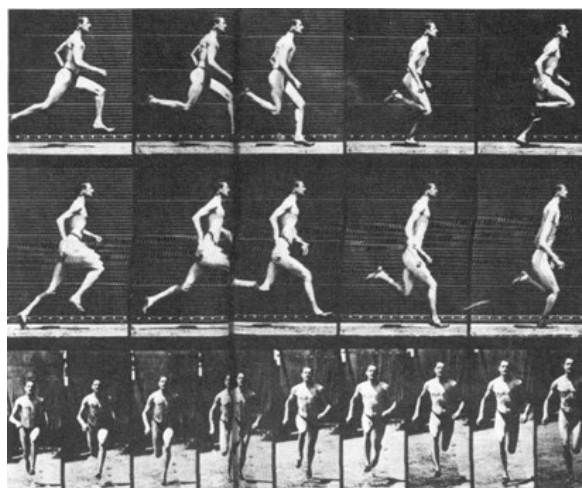
Další významnou osobností v rozvoji biomechaniky pohybu byl americký fotograf **Eadweard Muybridge** (1830–1904). Původně se zabýval fotografií krajiny, proslavil se svými studii pohybu, používáním několika fotoaparátů zároveň a také vynálezem kinematoskopu a zoopraxiskopu, což byla zařízení na promítání pohyblivých obrázků, o mnoho let dříve, než přišel na trh celuloidový kinofilm. Považuje se za zakladatele chronofotografie. Jen pro zajímavost - roku 1874 zastřelil milence své ženy, v soudním procesu byl však zproštěn viny s tím, že šlo o důvodné zabití.

⁴⁸ <https://allasamsonova.ru/ngu-im-p-f-lesgafta/studenty/biomehanika-zf/lekcii/lekcija-2-istorija-biomehaniki/> [online]. [cit. 2020-05-24].

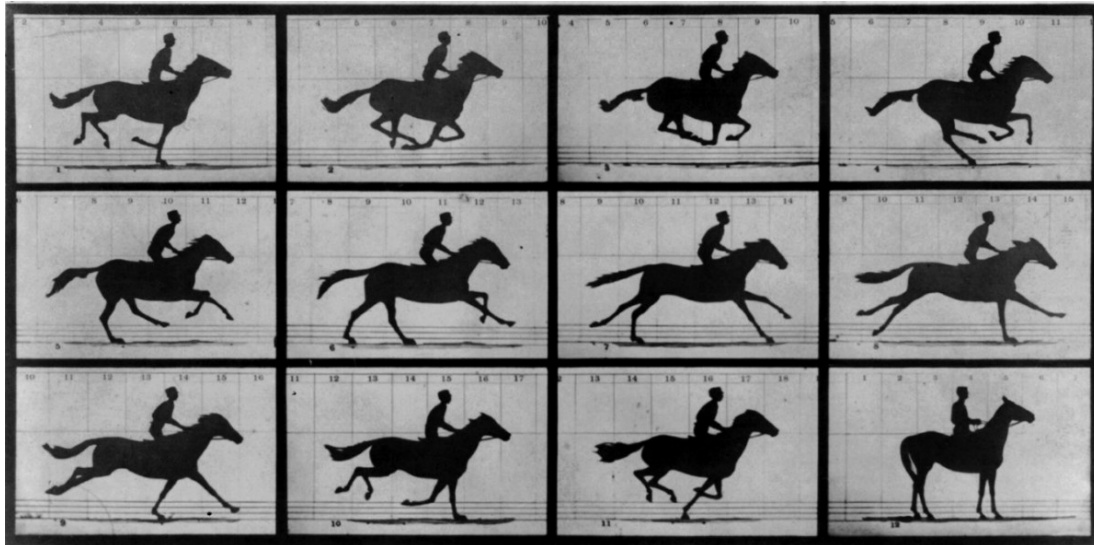
O pohyb se začal zajímat v roce 1873, kdy se Leland Stanford, železniční magnát a chovatel koní, vsadil o 25 000 dolarů, že v určitém stadiu koňského klusu se ani jedna ze čtyř nohou nedotýká země. Muybridge se rozhodl dokázat, že Stanford má pravdu a s jeho finanční podporou vytvořil sérii snímků na mokřích kolódiových deskách, které tento výrok potvrdily. V dřevěné budově postavil 24 fotografických přístrojů, na jeden okraj závodiště zavěsil bílý horizont a na druhý umístil v pravidelných intervalech řadu fotoaparátů. Přes dráhu položil provázky, které v okamžiku, kdy je běžící kůň přetrhl, postupně uvolnily pružinové závěrky fotoaparátů. Práce na důkazu mu trvala šest let (1873–1878), vytvořil řadu fotografických přístrojů a nafotografoval přes 20 000 snímků. Již tenkrát Muybridge použil expoziční doby až 1/6000 sekundy. Většinu snímků exponoval 1/1000 sekundy, na tu dobu také velmi krátkým expozičním časem. Ve vydání z května 1882 byl v časopisu Nature zveřejněn Muybridgeův článek, ve kterém napsal, že „v blízké budoucnosti budou výsledky důležitých závodů záviset na fotografii, která bude určovat vítěze“. Nedlouho poté, 25. června 1890, byla při koňských dostizích v New Jersey pořízena nejstarší známá cílová fotografie.



Obr. 3.6 - Eadweard Muybridge (1830–1904)



Obr. 3.7 - Muž běží ve třech rovinách. Fotografování E. Muybridge



Obr. 3.8 - Pohyb koně podle E. Muybridge

Na konci XIX. století němečtí vědci **Wilhelm Braune** (1830–1892) a **Otto Fischer** (1861–1917) experimentálně (na několika zmrazených tělech) určovali relativní hmotnost jednotlivých částí lidského těla (hlava, kmen, rameno, předloktí atd.), a také polohu těžiště částí těla. Výzkumy umožnily zahájit experimentální studium dynamiky motorických akcí⁴⁹. Velmi přesně studovali analýzu lidské lokomoce.



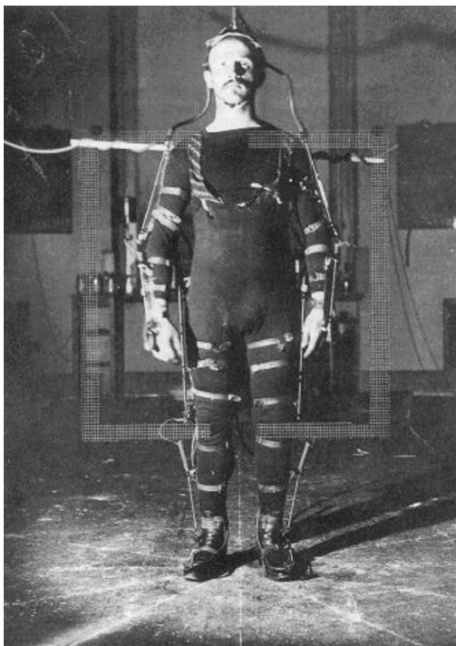
Obr. 3.9 - Wilhelm Braune
(1830–1892)



Obr. 3.10 - Otto Fischer
(1861–1917)

⁴⁹ <https://allasamsonova.ru/ngu-im-p-f-lesgafra/studenty/biomehanika-zf/lekcii/lekcija-2-istorija-biomehaniki/> [online]. [cit. 2020-05-24].

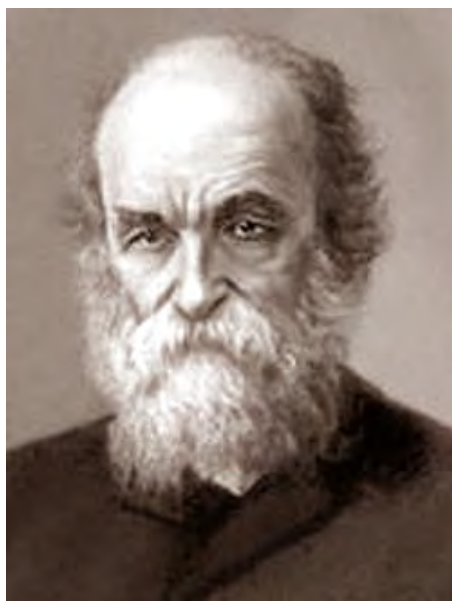
Lokomoci člověka studovali, Braune a Fischer pomocí figurantů, oblečených do speciálních obleků a chůzi zaznamenávali na speciální fotografický přístroj.



Obr. 3.11 - Figurant ve speciálním obleku pro studium lokomoce podle Brauneho a Fischera

Lesgaft Petr Francevič (1837–1909) - známý anatom, pedagog, ve své práci „Základy teoretické anatomie“, jejíž první vydání pochází z roku 1892, zvažoval řadu problémů souvisejících s biomechanickými vlastnostmi biologických tkání.

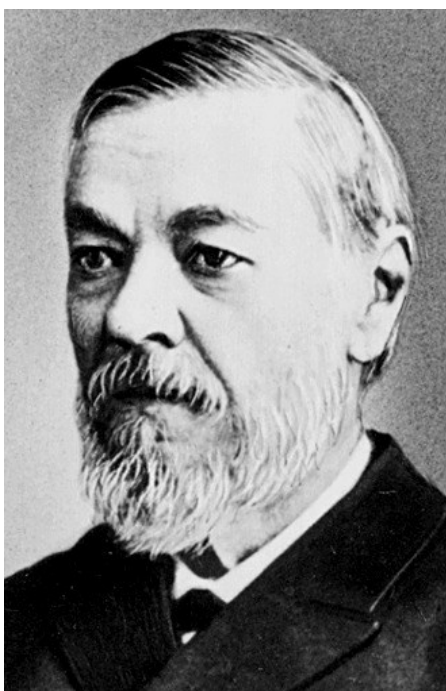
Na základě analýzy morfometrických charakteristik svalů navrhl novou klasifikaci kosterních svalů⁵⁰.



Obr. 3.12 - Lesgaft Petr Francevič (1837–1909)

⁵⁰ <https://allasamsonova.ru/ngu-im-p-f-lesgaftha/studenty/biomehanika-zf/lekcii/lekcija-2-istorija-biomehaniki/> [online]. [cit. 2020-05-24].

Ivan Michajlovič Sečenov (1829–1905) - slavný ruský fyziolog, promoval na lékařské fakultě Moskevské univerzity a také získal dobré technické vzdělání na dělostřelecké škole. To mu umožnilo kromě studia fyziologie významně přispět k biomechanice pracovních pohybů. V roce 1901 vydal knihu „Esej o pracovních pohybech člověka“, ve které podrobně zvažoval následující otázky: činnost pohybového aparátu jako pracovní stroj; biomechanické vlastnosti svalu (zejména elastické vlastnosti svalu); funkce horních a dolních končetin člověka jako pracovního stroje.⁵¹



Obr. 3.13 - Ivan Michajlovič Sečenov (1829–1905)

Významnou roli při vývoji domácí biomechaniky hrála kniha profesora Leningradské univerzity, akademika **Alexeje Alexejeviče Uchtomského** (1875–1942) „Fyziologie pohybového aparátu“, vydaná v roce 1927.

Skutečnou revoluci v biomechanice však učinil **Nikolaj Alexandrovič Bernstein** (1896–1966). Nejenom, že vytvořil teorii o pohybové aktivitě zvířat a člověka, ale také ji přetvořil v nástroj poznání lidského mozku. O významu a přínosu v rozvoji biomechaniky svědčí fakt, že se v roce 1996 konala významná vědecká konference při příležitosti 100 leté výročí narození N. A. Bernsteina. Na toto datum navázaly vědecké konference v USA a Německu. Na jedné z konferencí na univerzitě v Pensylvánii (USA) se podílelo přes 200 odborníků z USA, Německa a Japonska.

N. A. Bernstein se narodil 24. října 1896, vyrůstal v harmonické rodině. Jejich domov vždy navštěvovali zajímaví lidé. Témata dialogů byly velice pestré: medicína, psychika člověka, sociální problémy, umění, hudba. Není divu, že bratři měli široké spektrum zájmů. Stejně tak jako všichni chlapi, i oni v té době milovali železnici a jezdili na „parní hřbitov“, kde Nikolaj zkoumal schéma vagónů. Oba bratři doma stavěli

⁵¹ <https://allasamsonova.ru/ngu-im-p-f-lesgafra/studenty/biomehanika-zf/lekcii/lekcija-2-istorija-biomehaniki/> [online]. [cit. 2020-05-24].

nejrůznější modely aut, mostů a dokonce i Eiffelovy věže. Tento koníček jim zůstal i v dospělosti. Starší bratr Sergej se stal inženýrem-stavebníkem mostů a následně byl zástupce katedry stavební mechaniky v Akademii pancéřových tankových vojsk. Pro Nikolaje byly mosty koníčkem, i když vypracoval několik článků v naučně-populární literatuře.



Obr. 3.14 - Nikolaj Alexandrovič Bernstein⁵²

Nikolaj hrál na klavír a obdivoval A. N. Skrjabina. Ukončil Medvědnickovské gymnázium s rozšířenou výukou přírodních věd a matematiky. Na tomto gymnáziu se vyučovala také francouzština, němčina, angličtina a latina. Doma Nikolaj a Sergej studovali jazyky s osobním lektorem. Později v době svého studia se Nikolaj naučil mluvit polsky a italsky. V roce 1914 Nikolaj nastoupil na historicko-filologickou fakultu Moskevské univerzity, avšak nestačil nastoupit ke studiu, protože začala první světová válka. Začal pracovat jako pomocník v moskevském lazaretu a poté přešel na fakultu medicíny.

V roce 1921 po ukončení občanské války Bernstein odešel z armády a začal pracovat hned ve dvou klinikách: v jedné byl psychiatrem a ve druhé otolaryngologem. Po 1. světové válce byl v Moskvě zřízen Centrální institut práce. Jeho ředitelem se stal A. K. Gastěv. Byl to entuziasta vědecké organizace práce, poetik a romantik (v době stalinského teroru mezi lety 1938–1941 zemřel v táborech). Ředitel uložil svým zaměstnancům za cíl propracovat teorii ovládnutí pohybů člověka – biomechaniku.

⁵² <https://ppt-online.org/402980>

V roce 1922 mu byla nabídnuta práce v biomechanické laboratoři. Nikolaj Bernstein se začal věnovat propracování obecných osnov biomechaniky a již v roce 1924 dokončil k vydání velké dílo „Obecná biomechanika“. Vypracoval metodu cyklografie s použitím kinematografické kamery, která podrobně zaznamenávala veškeré fáze pohybu. Ve stejném roce se stal N. A. Bernstein hlavním představitelem biomechanické práce a účastnil se první mezinárodní konference vědecké organizace práce v Praze, kde předložil své poznatky z fyziologie práce.

Metodika cyklogrametrických výzkumů s použitím foto a video techniky, kterou použil Bernstein, pomohla najít racionální způsoby výuky zaměstnanců.

Cyklogrametrické výzkumy se prováděly pomocí rapidních videozáznamů (100–200 snímků za sekundu) a následných přesných měření. Největší odchylka momentálních poloh pohybujících se částí těla stojícího nebo běžícího člověka byla jen 0,5 mm. Dá se říct, že vytvořil fázový portrét pohybů, který bylo možné následně analyzovat.

Pomocí cyklogramů se vědci podařilo nově zorganizovat trénování sportovců. Po analýze tehdejšího francouzského světového běžecího rekordmana Julese Ladoumaga, dokázal Bernstein v roce 1934 znatelně zlepšit výkony ruských bratrů Georgije a Serafima Znamenských.



Obr. 3.15 - Cyklogrametrická studie podle Bernsteina⁵³

N. A. Bernstein poznal, že zkoumání pohybů je klíčem k poznání principů fungování mozku. Do té doby byl člověk zkoumán jen z hlediska vnějších projevů. Nejdůležitější bylo zkoumání mozku na různé podněty.

Bernstein sám sebe počítal jako studenta I. M. Sečenova, který ještě v 19. století předpokládal, že ovládání pohybů člověka je působeno za neustálé korekce

⁵³ <https://en.sodiummedia.com/3922821-bernstein-nikolai-alexandrovich-biography-photos-and-interesting-facts> [online]. [cit. 2020-05-24].

přemísťování článku (např. ruky nebo nohy), které je prováděno pomocí centrálního nervového ústrojí, a to konkrétně pomocí orgánů zraku, sluchu a čichu. Uvažuje o sensorové korekci pohybů lidského těla. Toto fundamentální poznání teorie pohybů nazval po dvaceti letech Norbert Wiener zpětnou vazbou, když vytvářel základy kybernetiky. Mimochodem, v roce 1960, když žil Norbert Wiener v Moskvě, seznámil se s Bernsteinem. Nikolaj Alexandrovič daroval Wienerovi svůj článek z roku 1935, kde ještě bez použití terminologie kybernetiky zformuloval hlavní ideje této vědy. Uvádí, že živý organismus jakožto umělý stroj nabízený N. Wienerem se staví podle hierarchického principu s použitím přímých a zpětných vazeb, programů a jiných dogmat. Norbert Wiener si velice vážil Bernsteina a podílel se na jeho pracích v Británii. Již v době druhé světové války, ale i po jejím skončení byly ideje z pohybových aktivit využity pro pohybový aparát válkou postižených lidí.

Svoje poznatky Nikolaj Alexandrovič Bernstein shrnul v knize: „O stavbě pohybů“, která byla vydána v roce 1947. O rok později, v roce 1948 se stal nositelem Stalinské ceny a byl vybrán jako člen a zpravodaj Akademie medicínských věd. Zanedlouho však začala kampaň násilných procesů s inteligencí. Genetika a kybernetika byly uznány za buržoazní a lživé vědy.

V oblasti fyziologie se toto pronásledování progresivních vědců uskutečňovalo pod hesly věrohodnosti profesora Pavlova. Jeho práce se staly ikonické a špatné zároveň. Samozřejmě, že toto pronásledování postihlo také N. A. Bernsteina, u kterého byly kritizovány hned dva přestupky: protirečil profesoru Pavlovovi a byl židem. Předtím, než byl vyhozen ze všech pracovních pozic, byl N. A. Bernstein „propírán“ na sjezdech. V roce 1950 v době sloučení Akademie věd SSSR a Akademie medicínských věd (schůze známá jako „Pavlovská schůze“) byly práce Bernsteina tvrdě kritizovány. Byl obviňován za to, že ve své knize „O stavbě pohybů“, za kterou získal před dvěma lety Stalinskou cenu, neměl žádné odkazy na práce I. P. Pavlova. Zanedlouho poté byl propuštěn z práce a do konce svého života neměl zázemí, kde by mohl pracovat. Bernstein žil velice chudě v jednom pokoji kolejí v ulici „Bolšoj Levšinskij pereulok“. Před revolucí patřil celý tento byt jeho otci, Nikolaji Alexandroviči. Podle vzpomínek manželky vědce, Natálie Alexandrovny, trávil každý večer manžel s rodinou – hrál na klavír, ukazoval hvězdné nebe a vyprávěl o něm neuvěřitelné historky. Stavěl modely železničních vlaků, kde dodržoval přesné měřítko. Celý život velmi obdivoval Eiffelovu věž, kterou často kreslil. Dokonce napsal článek „Věž Eiffela“, který byl publikován v šestém vydání časopisu „Nauka a život“ v roce 1964.

Po smrti Stalina se situace změnila, kybernetika přestala být „lživou vědou“, ideje biologické aktivity člověka předložené N. A. Bernsteinem začaly být znovu potřebné pro fyziologii, kybernetiky a psychology. Na začátku šedesátých let N. A. Bernstein rozmlouvá s vědci v oblasti fyziky a matematiky. Na téma kybernetiky píše články do odborných časopisů, účastní se schůzek, které byly organizovány mladými odborníky v oblasti matematiky, biologie a fyziky.

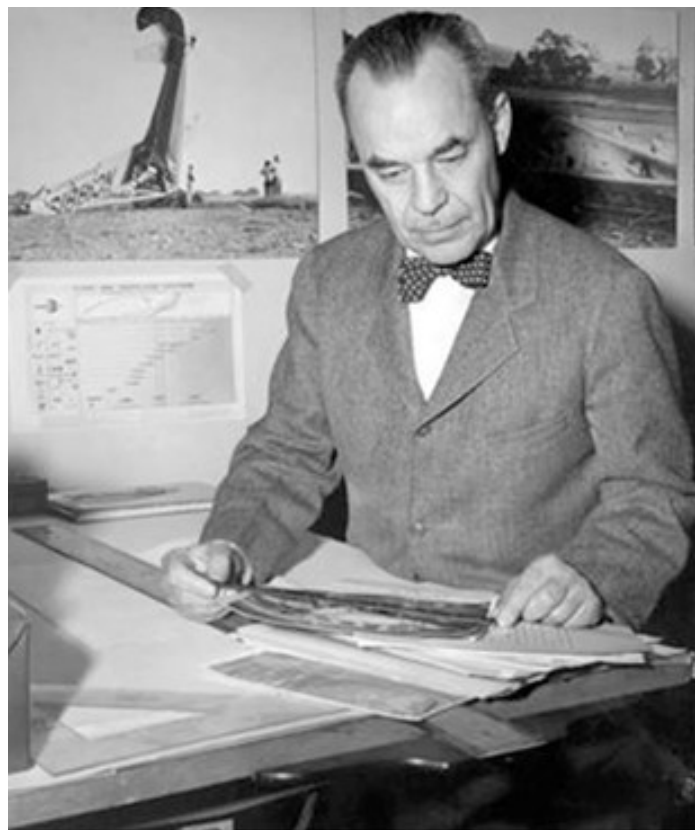
V roce 1965 byla N. A. Bernsteinovi diagnostikována beznadějná diagnóza – rakovina jater. Když byl propuštěn z kliniky, svolal své studenty. Všem s předstihem zadal témata prací. Sám se ve zbývajícím čase věnoval své poslední knize „Přehled

fyziologie pohybu a fyziologie aktivity“. Nikolaj Alexandrovič ještě přečetl koncept, ale kniha byla vydána až po jeho smrti⁵⁴. N. A. Bernstein zemřel v lednu 1966.

Z pohledu světového vývoje biomechanických aplikací v souvislosti s poraněním člověka lze vymezit některé významné osobnosti, které položily základy forenzní biomechaniky.

Prvopočátky zkoumání zranění způsobené následkem pádu zpustilo vyšetřování havárie, které prováděl **Hugh De Haven** (1895–1980) z Cornellovy Univerzity ve čtyřicátých letech minulého století⁵⁵. Profesí byl pilotním inženýrem, který se zajímal o příčiny přežití pádu lidí z velkých výšek, a zabýval se otázkami pasivní bezpečnosti v letectví. Zkoumal také podmínky přežití při automobilových kolizích. Z těchto důvodů byl nazýván „Otec Crash Survivability“.

Schopnosti přežití člověka po pádech od 15 do 45 metrů publikoval v roce 1942. Popsal v nich, jak se tito lidé bez pomoci sami z místa zvedli a odešli. Ačkoliv byl schopen zdokumentovat pouze zranění utrpěná těmito jednotlivými pády, dokázal z nich odhadnout, jaká je síla dopadu či hodnota zpomalení. Nicméně, toto byl začátek dnešní podoby terénního vyšetřování.



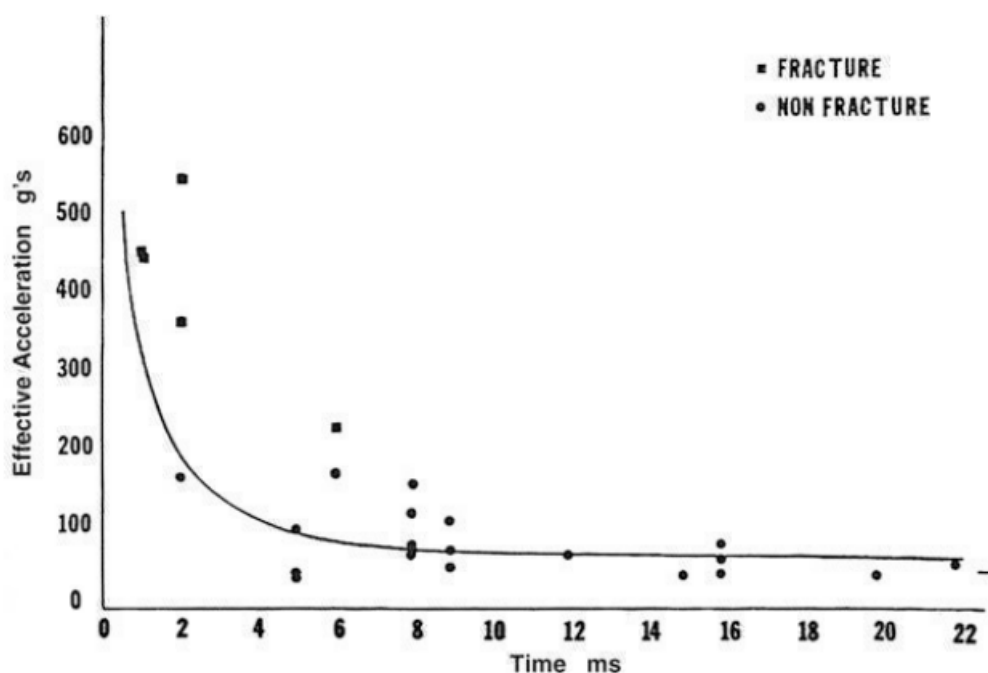
Obr. 3.16 - Hugh De Haven (1895–1980)⁵⁶

⁵⁴ <https://en.sodiummedia.com/3922821-bernstein-nikolai-alexandrovich-biography-photos-and-interesting-facts> [online]. [cit. 2020-05-24].

⁵⁵ KING, Albert I. *The Biomechanics of Impact Injury. Biomechanical Response, Mechanisms of Injury, Human Tolerance and Simulation*. Springer International Publishing AG 2018. ISBN 978-3-319-49790-7.

⁵⁶ [https://www.semanticscholar.org/paper/Hugh-De-Haven-\(1895-1980\)%3A-Father-of-Research.-Ramsey/455b8e9c5c3d3f5ccb276aa7d9ba7ebb0ac3de97/figure/0](https://www.semanticscholar.org/paper/Hugh-De-Haven-(1895-1980)%3A-Father-of-Research.-Ramsey/455b8e9c5c3d3f5ccb276aa7d9ba7ebb0ac3de97/figure/0)

K laboratornímu výzkumu v biomechanice pádu přispěli **Herbert R. Lissner** (1908–1965), inženýr a jeho spolupracovník **E. S. Gurdjian**, neurochirurg. Provedli experimentální studie (1939) s cílem popsat příčiny zlomeniny lebky a poranění mozku. Jejich prvními experimenty bylo zkoumání síly potřebné k prasknutí lebky. Lidské lebky byly pokryty odolným lakem a položeny na dno výtahové šachty ve dvanáctipatrovém domě v areálu Wayne State University v Detroitu. Na lebky byly z nejvyššího patra shozeny kovové koule a poté byly hledány a zkoumány vzory zlomenin ve snaze zdokumentovat rozložení napětí na povrchu lebky během nárazu. Tento první experiment vedl k testování nárazů hlavy a byl prováděn na zvířatech v narkóze a mrtvolách⁵⁷. Testování nakonec vyvrcholilo křivkou Wayne State Tolerance Curve (WSTC) pro poranění hlavy - viz obrázek 3.17.



Obr. 3.17 - Křivka WSTC⁵⁸

Křivka WSTC vytvořila základ pro kritérium úrazu hlavy (HIC), které se v současné době využívá pro poranění hlavy. Lissner byl průkopníkem biomechaniky a kromě výzkumu zranění hlavy prováděl dynamické testování na samotných lidských kostech (femurech) a také na zvířatech (psech). Zkonstruoval vertikální urychlovač pro výzkum poranění páteře.

⁵⁷ KING, Albert I. *The Biomechanics of Impact Injury. Biomechanical Response, Mechanisms of Injury, Human Tolerance and Simulation*. Springer International Publishing AG 2018. ISBN 978-3-319-49790-7.

⁵⁸ Wayne State Head Tolerance Curve (Patricick 1963; Snyder 1970). *Data... | Download Scientific Diagram. ResearchGate | Find and share research [online]. Copyright © 2008 [online]. [cit. 2020-09-30].*



Obr. 3.18 - H. R. Lissner (1908–1965)⁵⁹



Obr. 3.19 - Medaile H. R. Lissnera udělována za vynikající úspěchy v oblasti bioinženýrství⁶⁰

Od roku 1977 je udělována Medaile H. R. Lissnera za vynikající úspěchy v oblasti bioinženýrství. Tyto úspěchy mohou být ve formě významných příspěvků z výzkumu v bioinženýrství, vývoj nových metod měření v bioinženýrství, návrh nových přístrojů a přístrojů v bioinženýrství, vliv na vzdělávání ve výcviku bioinženýrů, poskytování služeb bioinženýrské komunitě obecně a zejména oddělení Bioinženýrství ASME.

⁵⁹ KING, Albert I. *The Biomechanics of Impact Injury. Biomechanical Response, Mechanisms of Injury, Human Tolerance and Simulation*. Springer International Publishing AG 2018. ISBN 978-3-319-49790-7.

⁶⁰ <https://www.asme.org/about-asme/honors-awards/achievement-awards/h-r-lissner-medal> [online]. [cit. 2020-06-01].

E. S. Gurdjian (1900–1985) byl lékařským průkopníkem při výzkumu poranění mozku. Objevil šíření tlakových nebo stresových vln procházejících mozkem v případech, když lebka utrpěla tupý náraz a udržovala přitom translační nebo lineární zrychlení. Doba trvání tlakové vlny se pohybovala v intervalu od 2 do 10 ms. Mnoho veteránů, kteří se vracejí z boje v Iráku a Afghánistánu, trpí formou mírného poranění mozku poté, co byli vystaveni vysokotlaké vlně způsobené výbušným zařízením. Výzkum se provádí s cílem hledat příčinu tohoto zranění, ale zranění Gurdjian popsal více než před půl stoletím. Ve své výzkumné práci vyvinul metodu úderové tekutiny dodáváním tlakového impulsu do mozku pokusným zvířatům v anestezii vyvrtáním otvoru do lebky a aplikací krátkého impulsu do trnu. Impulzy se lišily v čase od 1 do 38 milisekund a byly schopny zvíře dostat do kómatu. Předpokládal, že lineární zrychlení nebo přechodná tlaková vlna byla mechanismem poranění mozku (TBI).



Obr. 3.20 - E. S. Gurdjian (1900–1985)⁶¹

Za dalšího pozoruhodného pokračovatele je považován **John Paul Stapp** (1910–1999).

V odpovědi na otázky - jak velké síly dokáže lidské tělo vydržet - operují vědci dodnes s daty, která získal John Stapp s nasazením vlastního života. S použitím raketových saní provedl řadu experimentů, během kterých se dobrovolně podrobil postupně zvyšovanému přetížení. Pokusy na vlastním těle překonal vše, co bylo do té doby považováno za možné. Během několika sekund zabrzdil z tisícikilometrové

⁶¹ KING, Albert I. *The Biomechanics of Impact Injury. Biomechanical Response, Mechanisms of Injury, Human Tolerance and Simulation*. Springer International Publishing AG 2018. ISBN 978-3-319-49790-7.

rychlosti na nulu. Jeho tělo bylo vystaveno přetížení 45g. Stapp utrpěl pouze lehká zranění a dokázal tak, že kosmonaut může opustit kosmickou loď i při vysoké rychlosti.



Obr. 3.21 - John Paul Stapp MD, Ph.D. (1910–1999)⁶²

John Paul Stapp byl důstojníkem americké letecké síly, leteckým chirurgem, lékařem, biofyzikem. Byl průkopníkem ve studiích účinků zrychlení a zpomalení na člověka, deceleračního zatížení mozku. Jeho práce na projektu Manhigh (volně v překladu vrcholový, maximální muž) byla průkopníkem mnoha vývoju pro vesmírný program USA. Projekt Manhigh byl projektem „předvesmírného“ věku, výzkum byl financovaný jako lékařský výzkumný program letectva Spojených států v letech 1955 a 1958.

John Paul Stapp se narodil 11. července 1910 v Bahii v severní Brazílii v Jižní Americe, kde byl jeho misionářský otec prezidentem Americké baptistické vysoké školy. John Paul byl nejstarší ze čtyř bratrů. Rodiče, kteří byli oba učitelé, jej vzdělávali doma do dvanácti let. Vystudoval střední školu San Marcos Baptist Academy v Texasu. Zpočátku si Stapp přál být spisovatelem, ale v roce 1928 ho ovlivnila tragická smrt dítěte jeho bratrance, a rozhodl se ke studiu medicíny⁶³. V roce 1931 získal Stapp bakalářský titul na Baylor University ve Waco, magisterský titul na téže univerzitě v roce 1932. Doktorské studium Ph.D v biofyzice dokončil v roce 1940 na University of Texas v Austinu. V roce 1944 absolvoval studium medicíny (MD) na University of Minnesota⁶⁴.

⁶² https://en.wikipedia.org/wiki/John_Stapp [online]. [cit. 2020-03-25].

⁶³ CRAIG, R. *Sonic Wind, that app and How a Renegade Doctor Became the Fastest Man on Earth*. W. W. Norton & Company New York-London, 1953.

⁶⁴ https://en.wikipedia.org/wiki/John_Stapp [online]. [cit. 2020-03-25].



Obr. 3.22 - Rodinná fotografie z roku 1922, John Stapp uprostřed v dolní řadě⁶⁵



Obr. 3.23 - John Stapp, fotografie z roku 1927⁶⁶

Do aktivní vojenské služby vstoupil John Stapp 5. října 1944 jako nadporučík a začal kariéru výzkumem v leteckém lékařství. Dne 10. srpna 1946 byl John Stapp převelen do Aero Medical Laboratory Wright Air Development Center v Daytonu, Ohio, jako projektový důstojník a lékařský konzultant v nově se vyvíjícím oboru biofyziky⁶⁷.

⁶⁵ <http://www.ejectionsite.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

⁶⁶ <http://www.ejectionsite.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

⁶⁷ CRAIG, R. *Sonic Wind, that App and How a Renegade Doctor Became the Fastest Man on Earth*. W. W. Norton & Company New York-London, 1953.

Stapp testoval meze lidské fyziologie. Nejprve se věnoval testování pilotů při letech ve vysokých nadmořských výškách. Jeho prvním úkolem bylo otestovat dýchací systém s kapalným kyslíkem v letadlech ve výšce 13 500 m. Testů se často dobrovolně zúčastnil i on sám.

Po úspěšném dokončení tohoto projektu byl Stapp pověřen dalším důležitým výzkumným programem, studiem schopností lidského těla odolávat vysokým silám a přetížení. Stapp začal řešit tento výzkum v Kalifornii na Muroc Dry Lake (nyní Edwards Air Force Base) v březnu 1947. Následně se sám na výzkumu podílel a realizoval řadu projektů a studií.

Život Johna Stappa byl značně rozmanitý, stal se mediálně velmi známý. V médiích se s jeho jménem objevovalo označení „nejrychlejší muž na Zemi“ nebo „nejodvážnější muž v letectvu“. Stapp zdobil stránky časopisů Time, Collier's a Life, byl předmětem hollywoodského filmu a byl uveden v epizodě „This is Your Life!“. Sám Stapp toužil podpořit zvýšení bezpečnosti automobilů.

Stapp byl v osobním životě ohromně vtipný, je mu přičítáno autorství jednoho z Murphyho zákona, který zní „Cokoliv, co se může pokazit, se pokazí.“ Stappova práce v letectví a automobilech pokračovala až do jeho smrti v roce 1999, zemřel ve věku 89 let.



Obr. 3.24 - John Stapp na titulní stránce časopisu TIME⁶⁸

Podle většiny zdrojů byla kritická hodnota přetížení člověka uváděna 18g. Vyšší přetížení bylo podle tehdejších dat považováno jako smrtelné. V důsledku toho byly všechny pilotní kabiny vojenských letadel konstruovány tak, aby odolaly nárazu 18g. Během II. Světové války se však objevilo mnoho protichůdných důkazů. Existovaly

⁶⁸ <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

některé dobře zdokumentované případy, kdy piloti narazili do letadlových lodí nebo dokonce jiných letadel velmi vysokou rychlostí. Statistiky a fyzika říkaly, že by tento náraz neměli přežít. Přesto přežili. Více znepokojující byla celá řada fatálních přistání stíhaček na hladině moře. Stappova laboratoř rutinně revidovala zprávy o nehodách, při nichž došlo k uvolnění sedadel pilotů nebo selhání jejich bezpečnostních pásů. Existovalo podezření, že tito piloti pravděpodobně přežili letecký souboj, ale při následném přistání na moři zemřeli strukturální poruchou kokpitu a jeho přidružených komponent.

John Stapp zpočátku realizoval výzkum přetížení organismu s kyvadlovým zpomalovačem, jednalo se o sedadlo zavěšené jako zahradní houpačka. Na kyvadlovém zpomalovači realizoval experimenty s prasaty (pod anestezií), tímto zkoumal následky zranění při nárazu na pevnou překážku nebo volant. S prasaty provedl 52 experimentů. Experimentoval také sám na sobě. Na sedačku houpačky se sám připoutal, nechal se vychýlit do zvýšené polohy a spustit do kmitu. V okamžiku, kdy houpačka mýjela spodní úvrať, došlo k náhlému nárazu sedačky a téměř okamžitému zastavení a samozřejmě i deceleraci hlavy. Tímto způsobem modeloval situaci přetížení mozku⁶⁹.

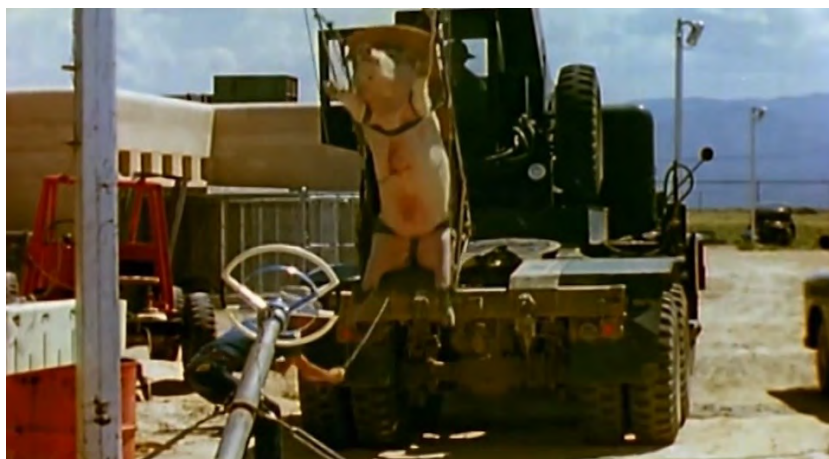


Obr. 3.25 - Kyvadlový zpomalovač. John Stapp jako figurant⁷⁰

⁶⁹ SPARK, N. T. *The Fastest Man on Earth*.

<https://web.archive.org/web/20100104025436/http://improb.com/airchives/paperair/volume9/v9i5/murphy/murphy0.html> [online]. [cit. 2020-03-26].

⁷⁰ <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].



Obr. 3.26 - Kyvadlový zpomalovač, mrtvé prase vychýlené před experimentem nárazu do volantu⁷¹

Pro další experimenty zkonstruoval lineární zpomalovač, což byly speciální saně na kolejnicích, na nich byla sedačka a sáně byly poháněny čtyřmi reakčními motory na stlačený vzduch. Saně mohly být předem daným způsobem zpomaleny nebo zastaveny mechanickými brzdami. Experimenty realizoval nejprve s figurínou (nazvanou Oskar) a poté na sobě.



Obr. 3.27 - Příprava figuríny Oskar a fáze brzdění na lineárním zpomalovači⁷²

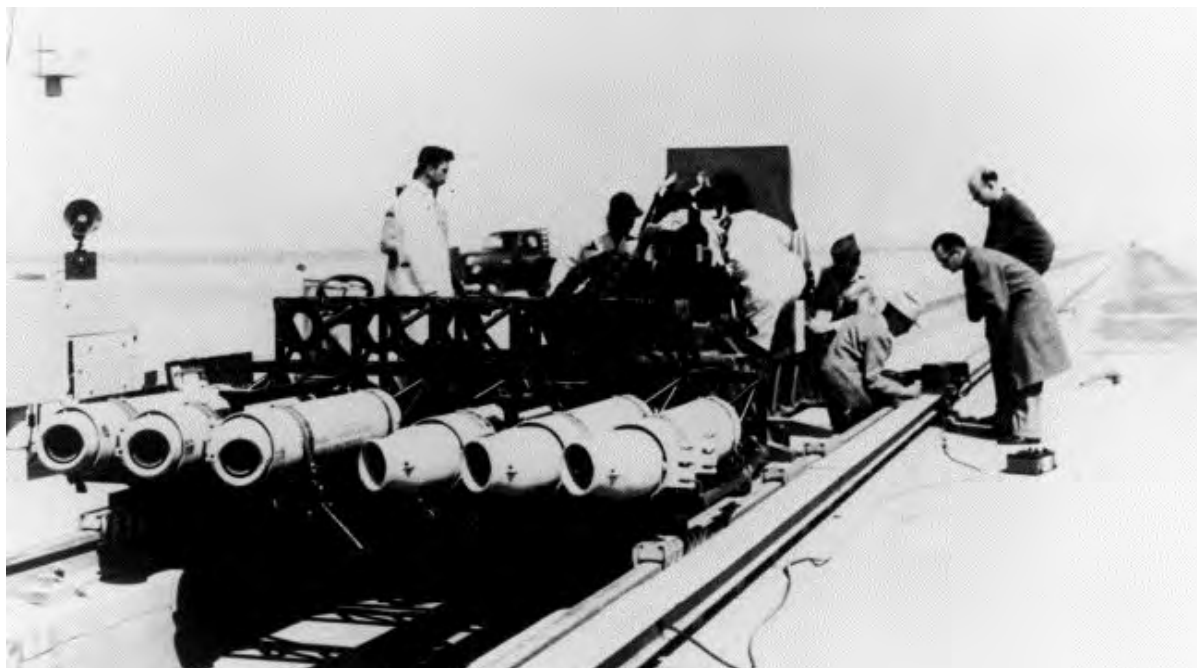
Výzkum byl zahájen v roce 1946 laboratoří Aero Medical Laboratory of Wright Air Development Center za použití lineárního zpomalovače (technologie zpomalení pohybu). Společnost Northrop Aircraft z Hawthorne v Kalifornii navrhla, vyrobila, udržovala a provozovala toto zařízení v období mezi dubnem 1946 a červnem 1951. Výzkumná organizace The Air Force Test Center (AFTC) – Edwards Air Force Base (Kalifornie) byla vybrána jako základna operací na základě přesného postavení, délky, železniční trati aj. Vybavení je detailně popsáno v technické zprávě Air Force č. 5993, datované z února 1950. Pohon saní byl připevněný „kluzáky“ podél kolejnic jedním až

⁷¹ <http://www.ejectionsite.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

⁷² <http://www.ejectionsite.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

čtyřmi raketovými motory. Tyto raketové motory na tuhé palivo poskytovaly tah 4530 N po dobu 5 sekund. Změnou počtu lahví, a efektu brzd bylo možné variovat širokou škálu přetížení organismu⁷³.

Sáně pojmenoval „Gee Whiz“. Byly postaveny ze svařovaných trubek, byly navrženy tak, aby vydržely 100g. Byly zkonstruovány z hořčíkových slitin, 4,5 metrů dlouhé, 1,95 m široké a vážily asi 680 kg. Na podvozku byla lehká kovová kabina (později odstraněná pro usnadnění fotografování), uvnitř bylo speciálně postavené a polohovatelné sedadlo. Vzadu byla telemetrická anténa⁷⁴.



Obr. 3.28 - Lineární zpomalovač - sáně pojmenoval „Gee Whiz“

Přetížení kabiny ve fázi brzdění sledovala 4 telemetrická čidla z akcelerometrů a tenzometrů. Dynamiku jízdy zaznamenávaly i vysokorychlostní kamery jak na saních, tak i na kolejích. Rychlost byla přesně určena nárůstem indukovaného napětí v sériově zapojených cívkách podél dráhy, a také na základě časových expozic s kamerou s pásovým rámem 120 snímků za sekundu v brzdě ploše⁷⁵.

Elektronické chronografy zaznamenávaly rychlost ve fázi přetížené. Pohybové studie byly prováděny také prostřednictvím vysokorychlostních kamer. Akcelerometry a tenzometry na sedadle a subjektu zaznamenávaly přímo přes dráty do oscilografu během 9 metru posunu vozíku z katapultu do bodu nárazu⁷⁶.

Testy na lineárním zpomalovači prováděl jak se zvířaty, mrtvolami, tak také s živými dobrovolníky. Osmdesát osm experimentů bylo provedeno se šimpanzi, a to

⁷³ CRAIG, R. *Sonic Wind, that App and How a Renegade Doctor Became the Fastest Man on Earth*. W. W. Norton&Company New York-London, 1953.

⁷⁴ https://en.wikipedia.org/wiki/John_Stapp [online]. [cit. 2020-03-25].

⁷⁵ STAPP, J. P. *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio : Wright Air Development Center, 1952, 352 s.

⁷⁶ SPARK, N. T. *The Fastest Man on Earth*.

<https://web.archive.org/web/20100104025436/http://improb.com/airchives/paperair/volume9/v9i5/murphy/murphy0.html> [online]. [cit. 2020-03-26].

z toho důvodu, aby byly předem kvalifikovaně stanoveny bezpečné parametry pro experimenty s lidskými subjekty. Použití opic bylo odůvodněno jejich velikostí a dravostí a přibližnou podobou lidských rozměrů a reakcí. Se šimpanzi byly provedeny experimenty s přetížením v různých polohách, jak v sedu čelem vpřed nebo vzad, poté vleže nohama vpřed nebo hlavou vpřed a nakonec vleže bokem vpřed.

Stapp prováděl také poměrně rozsáhlé experimenty na mrtvolách. Z dnešního pohledu je nemyslitelné realizovat obdobné experimenty na mrtvolách. Stapp před experimentální prací požadoval pouze souhlas pozůstalých, do cév natlakoval tekutinu, aby zjistil porušení cév při nárazu a viděl zranění, na kosti nainstaloval čidla - akcelerometry. S mrtvolami prováděl nárazové zkoušky a zkoušky na decelerace mozku při krátkodobém maximálním přetížení. Stojí za pozornost, že experimenty mu způsobily značné problémy, byl soudně obviněn, absolvoval soudní proces. Odsouzen nebyl a poté pokračoval experimenty jen s lidskými dobrovolníky.

Mezi dobrovolníky byli tři letečtí chirurgové, pilot, dva parašutisté, dva výrobci stroje, lékařský technik, letecký fotograf, letecký střelec a specialista na zbraně. Jedním z leteckých chirurgů byl také pilot. Věk dobrovolníků se pohyboval od dvaceti pěti do čtyřiceti let, hmotnost od 64,5 kg do 93 kg, výška od 169 cm do 183 cm. Rozsah tělesných velikostí a somatotypů, který se vyskytoval u „The Air Force“, byl dobře zastoupen s ohledem na to, že bylo při sedmdesáti experimentech použito pouze 12 subjektů. Maximální působení decelerační síly u jednoho subjektu bylo dvacet šest. U lidských subjektů před, ani po testech, nebyla použita žádná medikace ani řízená sedace⁷⁷.

První test jízdy prázdných raketových saní se konal 30. dubna 1947. Testy realizoval na 610 metrů dlouhé dráze, která byla původně postavena během druhé světové války pro testování raket Shark. Na konci dráhy byla instalována 13,5 m dlouhá sada hydraulických brzd, které jsou schopné zastavit raketové saně z 240 km/h na nulu v jedné pětině sekundy⁷⁸.

Počáteční testy byly prováděny s figurínou „Oscar“ o hmotnosti 83 kg. Figurína byla připoutána bezpečnostními pásy, přesto při prudkém zabrzdění figurína vyletěla vpřed, rozbila vpředu umístěný dřevěný kryt z masivního dřeva a odletěla o 210 metrů. V prosinci 1947, po osmi měsících a 35 zkušebních jízdách, John Stapp cítil, že jeho tým získal dostatek zkušeností, aby se pokusil o jízdu s dobrovolníkem⁷⁹.

⁷⁷ STAPP, J. P. *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio : Wright Air Development Center, 1952, 352 s.

⁷⁸ STAPP, J. P. *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio : Wright Air Development Center, 1952, 352 s.

⁷⁹ <https://www.pbs.org/wgbh/americanexperience/features/spacemen-limits/> [online]. [cit. 2020-03-25].



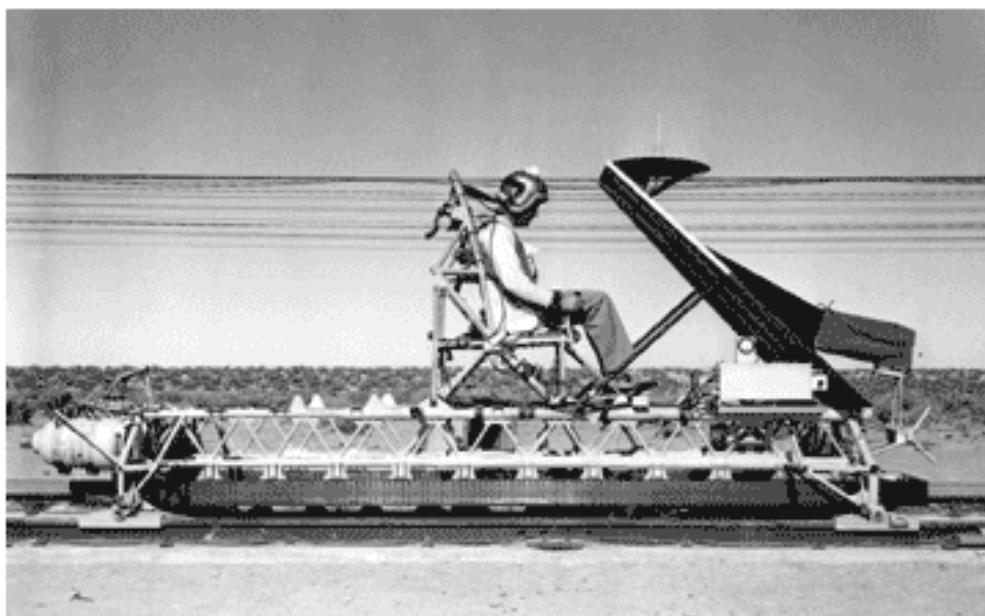
Obr. 3.29 - John Stapp před jízdou na lineárním zpomalovači⁸⁰



3.30 - Značky na těle⁸¹

⁸⁰ <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

⁸¹ <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].



Obr. 3.31 - Lineární zpomalovač - raketové saně Gee Whiz⁸²

Na obr. 3.31 je znázorněn lineární zpomalovač, který byl použit pro většinu testů. Přední sklo chránilo testovaný subjekt a působilo také jako stojan pro vysokorychlostní kameru. Sada vzadu - zejména bez jakéhokoli stínění pro Stappa v případě vynechání zážehu - je sada raketových lahví. Kruhové zařízení na vrcholu saně je telemetrická anténa. Na dně saní pod trubkovým rámem je vidět jedna ze dvou dlouhých kovových kolejnic.

V srpnu 1948 bylo dokončeno šestnáct testů s dobrovolníky, vše v obrácené poloze. Do 8. června 1951 bylo provedeno celkem 74 jízd, 19 se subjekty zády, ve směru jízdy a 55 v přední poloze. Jeden z nejčastějších testovaných dobrovolníků byl John Stapp. Během drastických testů s vysokým přetížením utrpěl relativně lehká zranění - zlomeninu pravého zápěstí, zlomeninu žeber, vypadnutí plomb ze zubů, krvácení do očí, a dočasné odtržení sítnice, což způsobilo přechodnou ztrátu zraku⁸³.

Počátkem roku 1953 se Stapp přestěhoval do Aeromedical Field Laboratory na Holloman Air Force Base v Novém Mexiku. Zde byla 1 050 stop dlouhá dráha, původně postavená pro testování rakety Snark (střela s plochou dráhou letu).

Byly zkonstruovány nové raketové saně označené Sonic Wind No. 1. O něco delší a širší než Gee Whiz, Sonic Wind mohl nést až dvanáct raket, které dokázaly produkovat více než 22500 N tahu. Kromě toho měly sofistikovaný dvoustupňový design. Poté, co raketové láhve vyhořely, byly odhozeny, což umožnilo odlehčeným saním pokračovat dál bez zbytečné váhy. Saně Sonic Wind No. 1 byly zkonstruovány tak, že mohly dosáhnout rychlost až 1200 km/h a vydržet maximální přetížení 150 g.

⁸² <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

⁸³ SPARK, N. T. *The Fastest Man on Earth*.

<https://web.archive.org/web/20100104025436/http://improb.com/airchives/paperair/volume9/v9i5/murphy/murphy0.html> [online]. [cit. 2020-03-26].

Poslední jízda se uskutečnila 10. prosince 1954. John Stapp dosáhl rychlosti 1017 km/h a zabrzdil za 1,4 sekundy, při zabrzdění dosáhl přetížení 46,2 g. Při tak velkém přetížení utrpěl John Stapp pouze lehká zranění.



Obr. 3.32 - John Stapp v přípravě na saních Sonic Wind No. 1⁸⁴

Lidské subjekty byly exponovány pouze v poloze směřující dopředu a dozadu. S hodnocením jednotlivých limitů byl souběžně proveden vývoj konfigurací postrojů. Optimální zádržnou konfigurací pozice směřující dopředu a sedící pozice byly osvědčeny ramenní popruhy, břišní pás v nylonovém popruhu o šířce 3 palce s párem stahovacích pásek známých jako „obrácené V“, které drží pás a ramenní popruhy proti spodní části sedadla.

Nálezy všech experimentů s lidskými subjekty byly podrobně popsány v technické zprávě letectva 5915 (9, 10) a v *Journal of Aviation Medicine* (26: 268-288, 1955)⁸⁵.



Obr. 3.33 - Hydraulické brzdy lineárního zpomalovače

⁸⁴ <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

⁸⁵ STAPP, J. P. *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio : Wright Air Development Center, 1952, 352 s.

Experimenty bylo dokázáno, že primáti vydrží vysokou decelerační sílu za předpokladu adekvátní ochrany před kolizí s pevnými předměty.

Tolerance člověka k lineární zpomalující síle v poloze směrem vpřed v době trvání menší než dvě sekundy je primárně určena mírou působení síly (třetí derivát pohybu nebo rychlost změny zpomalení) a sekundárně velikost síly za předpokladu, že síla je aplikována na pevné části těla prostřednictvím popruhů.

Experimenty se šimpanzi ukázaly, že bez zranění vydrželi přetížení do 65 g. Smrtné experimenty s prasaty pod anestezí naznačují, že mohou vydržet až 125 g reverzibilním zraněním, závažná a smrtelná zranění prasat nastávala při přetížení kolem 220 g⁸⁶.

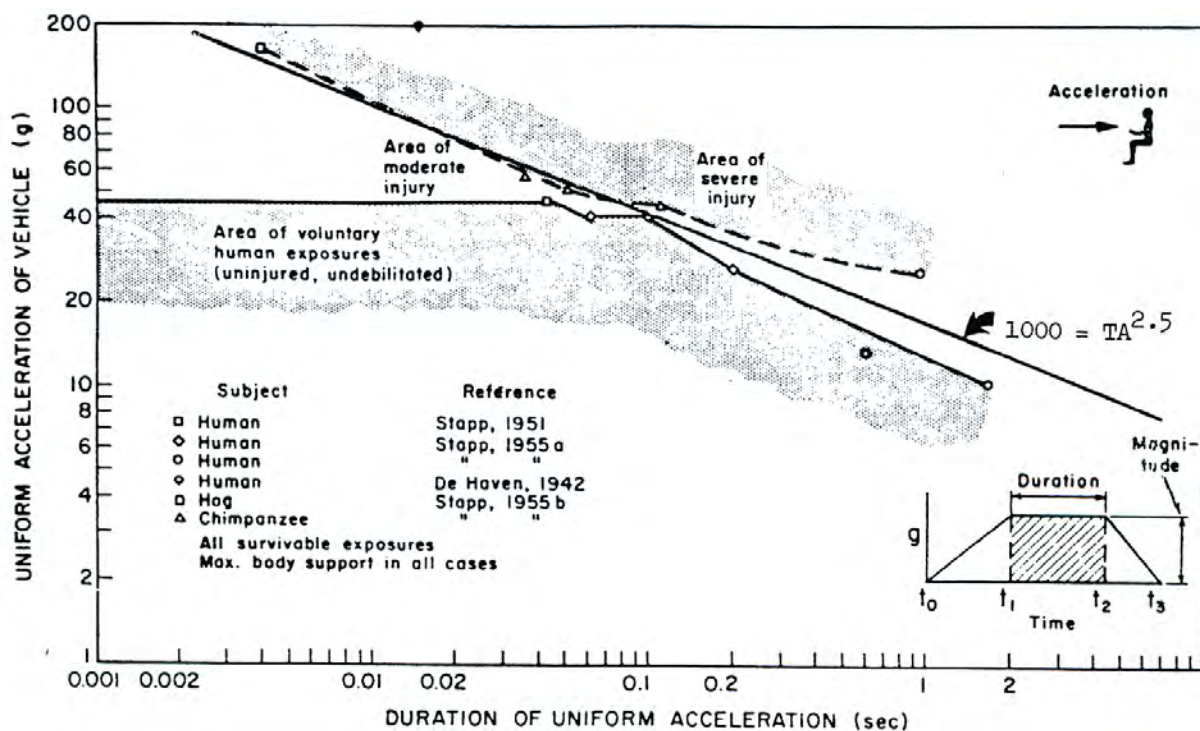
Výzkum ukázal, že oblastí největšího selhání lidského těla je páteř, když je síla aplikována po celé délce, zejména od hýždí k hlavě v poloze v sedu. S optimálním vyrovnaním lze tolerovat přetížení až 35 g. U prasat bylo pro vyvolání zlomenin obratlů vyžadováno více než 75 g při rychlosti vyšší než 5 000 g za sekundu. Šimpanzi byli podobně vystaveni 65 g bez zlomenin, bylo dosaženo maxima až 150 g bez poškození. V podélné ose je páteř šimpanze nejméně dvakrát tak silná jako u člověka, protože chybí bederní a krční zakřivení. U šimpanzů může nárazové zatížení postrojů při rázovém zatížení v časovém intervalu destrukce do patnácti milisekund způsobit smrtelné poškození plic. Prodloužená zpomalení, ve kterých se doba trvání pohybuje od dvou do tří sekund, ukazují, že účinky hydrostatického tlaku způsobené přemístěním tělesných tekutin, mají latentní periodu dvě sekundy před tím, než jsou znatelné. Zcela patrná jsou při aplikaci v době trvání čtyři až šest sekund až na 10 g při 500 g za sekundu. Rozsah doby trvání versus tíhové zrychlení zpomalovače se překrývá s rozsahem lidské odstředivosti v době trvání delší než dvě sekundy.

Výzkum Johna Stappa s přetížením člověka při vysokých rychlostech byl logicky využit při konstrukci bezpečnosti automobilů. Po odchodu z letectva se stal silným zástupcem automobilové bezpečnosti a na jeho počest byla jmenována každoroční konference o biomechanice automobilové bezpečnosti s názvem „Stapp Car Crash Conference“ a v roce 2014 se konalo 59. výročí zasedání. Jedná se o velmi prestižní konferenci v oblasti biomechaniky a také časopis Stapp Car Crash je úložištěm velkého množství dat v oblasti biomechaniky za posledních 60 let.

Stapp si i v nejranějších experimentech s testy Gee Whiz uvědomil, že jeho výzkum byl stejně aplikovatelný při konstrukci bezpečnostních prvků v automobilech.

Při každé příležitosti, v každém rozhovoru a při každém vystoupení Stapp naléhal na zvýšení prvků pasivní bezpečnosti ve vozidlech. Neúnavně zdůrazňoval, aby byly zkoumány údaje o dopravních nehodách a zranění pasažérů a podle těchto dat navrhovat zvýšení bezpečnosti aut. Tvrdě loboval za instalaci bezpečnostních pásů a další vylepšení, jako jsou měkké palubní desky, lepší konstrukce volantů a nárazníky tlumící nárazy. „Vedu křížovou výpravu za účelem prevence zbytečných úmrtí,“ řekl pro časopis Time. Dokonce se v roce 1955 objevil na titulní stránce tohoto časopisu.

⁸⁶ STAPP, J. P. *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio : Wright Air Development Center, 1952, 352 s.



Obr. 3.34 - Grafické znázornění tolerance při frontálním přetížení⁸⁷

Stappova práce v letectví a automobilech pokračovala až do jeho smrti v roce 1999, zemřel ve věku 89 let. Během své kariéry získal řadu ocenění a vyznamenání, včetně prezidentské medaile za technologie a legie za zásluhy.



Obr. 3.35 - John Stapp s týmem spolupracovníků⁸⁸ (zcela vpravo)

⁸⁷ CRAIG, R. *Sonic Wind, that App and How a Renegade Doctor Became the Fastest Man on Earth*. W. W. Norton & Company New York-London, 1953.

⁸⁸ <http://www.ejectionsite.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].



Obr. 3.36 - Testovací dráha v současnosti



Obr. 3.37 - Kosmicke muzem Alamogordo

Priyaranjan (Priya) Prasad (1942) se zapsal do vývoje biomechaniky výzkumem v oblasti automobilové bezpečnosti pro společnost Ford Motor Company. Více než 43 objevů v oblasti automobilové bezpečnosti využil jako výzkumný pracovník a vývojový inženýr. Autorizoval téměř 140 technických dokumentů v oblasti odolnosti člověka při nárazu.



Obr. 3.38 - Priya Prasad⁸⁹

Jako biomechanik byl vůdčí osobností v navrhování airbagů, v konstrukci vozidel prosazoval vývoj bočních airbagů poskytujících ochranu hlavy a hrudníku při bočních nárazech. Vyvinul systém obložení dveří, který zvyšuje ochranu při bočních nárazech. Systém, který je nyní zaveden v mnoha vozidlech Ford, získal čtyři americké patenty. Práce Dr. Prasada týkající se lidské tolerance vůči nárazům a metodologie zkoušek byla začleněna do federálního nařízení FMVSS208. Prasad získal mnoho ocenění za svou práci ve výzkumu automobilové bezpečnosti. Je prvním člověkem oceněným americkým ministerstvem dopravy za příspěvky na rozvoj výzkumu a vývoje motorových vozidel. V roce 1995 byl jmenován technickým členem Fordu, což je vrcholné ocenění vědeckých úspěchů pro vědce Fordu. Dvakrát také obdržel nejvyšší vědeckou cenu Ford Motor Company, Henry Ford Technology Award. Prasad je členem Národní akademie inženýrství, členem Společnosti automobilových inženýrů a členem Amerického institutu pro lékařské a biologické inženýrství. Byl uznán americkým Národním úřadem pro bezpečnost silničního provozu pro bezpečnost za vynikající technické inženýrství. Kromě práce, kterou dělá pro Ford, Dr. Prasad také dobrovolně věnuje svůj čas skupinám po celém světě, které pracují na zlepšení bezpečnosti dopravy.

Dalšími pozoruhodnými výzkumníky jsou Ayub Ommaya (zranění mozku), Jim McElhaney (biomechanika zranění krku), Bud Mertz (automobilová bezpečnost GM), Rolf Eppinger (biomechanický výzkum v oblasti stanovení bezpečnostních norem), David Viano (automobilová bezpečnost), King Yang (modelování nárazových událostí), John Cavanaugh (tolerance bočního nárazu a následný šok) a Barry Myers (biomechanika zranění krku). Toto je krátký seznam mnoha vynikajících výzkumníků v oboru, autor se omlouvá, že se nezmínil o všech významných pracovnících v této oblasti.

Na výzkum Johna Stappa úspěšně navázal **Lawrence M. Patrick** (1920–2006), profesor biomechaniky na Wayne State University v Detroitu. V počátcích začal shromažďovat údaje o nehodách, z nichž určoval chyby v konstrukcích automobilů. Je považován za jednoho z „otců nárazových testovacích figurín“. Zkonstruoval měřicí přístroje, které mu umožnily na sobě naměřit základní kritéria odolnosti lidského těla.

⁸⁹ <https://independent.academia.edu/PriyaPrasad14>

S Lissnerovým odchodem převzal profesor Lawrence Patrick biomechanický výzkum ve Wayne State University a významně přispěl k bezpečnosti automobilů. Navrhl a postavil několik nárazových saní k simulaci autonehod, aniž by musel nechat narážet auto do zdi, tak sám se stal dobrovolníkem při mnoha experimentech (cca 400 experimentů), stejně jako John Stapp. Pokusy byly prováděny kvůli srovnání výsledků živého člověka s údaji získaných měření na mrtvolách, které byly shromážděny v mnoha laboratořích.



Obr. 3.39 - Lawrence Patrick (1920–2006)⁹⁰



Obr. 3.40 - Patrick jako testovací subjekt⁹¹. Jako figurant provedl přes 400 jízd na lineárním urychlovači

⁹⁰ https://de.wikipedia.org/wiki/Lawrence_Patrick

⁹¹ <https://www.consumerreports.org/car-safety/crash-test-bias-how-male-focused-testing-puts-female-drivers-at-risk/> [online]. [cit. 2020-06-01].

Mezi lety 1960 a 1975, provedl řadu testů na raketových saních (lineárním urychlovači) s cílem studovat účinky zrychlení na lidský organismus. Během výzkumu provedl Patrick více než 400 pokusů na lineárním urychlovači (jednalo se o raketové saně podobné, jaké používal John Stapp, které měřily účinky negativního zrychlení (zpomalení). Patrick byl vždy zastáncem poctivé experimentální práce. Sám byl velmi odvážný výzkumník, dobrovolně se přihlásil k mnoha typům nárazových testů, včetně například testů s nárazovým kyvadlem do hrudníku. Těmito experimenty chtěl shromáždit data na živých dobrovolnících. Výsledky výzkumu L. M. Patricka jsou průkopnické v tom, že vytvořily základ ve vývoji matematických modelů pro měření budoucího výzkumu. Výzkum vedl k mnoha zlepšení v oblasti bezpečnosti automobilové bezpečnosti včetně airbagu⁹².

Patrick byl ředitelem výzkumu na Wayne State University v Detroitu od roku 1946 do roku 1976. Ředitelem Wayne State Biomechanics Research Center se stal v roce 1965. V roce 1976 Patrick odešel z univerzity, aby se stal viceprezidentem výzkumu a vývoje společnosti Libby-Owens-Ford v Toledu v Ohiu, kde vedl výzkum. Získal mnoho akademických a průmyslových ocenění za vynikající mezinárodní výzkum.



Obr. 3.41 - Náraz⁹³

Ayub Kham Ommaya (1930–2008) byl pákistánsko-americký neurochirurg⁹⁴. Ommaya byl také odborníkem v oblasti traumatických zranění mozku. Publikoval přes 150 článků včetně knih.

⁹² <https://newsroom.wayne.edu/news/2006/05/02/larry-patrick-pioneer-auto-safety-researcher-85-2282>

⁹³ <http://the60sat50.blogspot.com/2010/08/undated-crash-test-human.html>

⁹⁴ <https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140673608616426/fulltext> [online]. [cit. 2020-05-24].



Obr. 3.42 - Ayub Kham Ommaya

Dr. Ommaya získal doktorát na King Edward Medical College v Pákistánu v roce 1953 a v roce 1956 ukončil postgraduální práci z fyziologie, psychologie a biochemie. Od roku 1980 do roku 1985 působil také jako hlavní lékařský poradce Ministerstva dopravy USA. Dále byl klinickým profesorem na Univerzitě G. Washingtona. V roce 2005 se vrátil do Pákistánu. Ommaya byl držitelem patentů v zařízeních pro dodávání léků do mozku, ochranných anatomických límců a umělých orgánů pro léčbu cukrovky. Ommaya byl Hunteriánským profesorem královské akademie chirurgů (Anglie), v roce 1982 mu byla prezidentem Pákistánu udělena cena Sitara-i-Itiaz.

Jeho výzkum byl zaměřený na léčbu rakoviny, traumatická poranění mozku, CSF umělých orgánů a filozofii mysli. Prostřednictvím diskusí s kongresmanem W. Lehmanem (předseda výboru pro domácí rozpočty, odpovědným za ministerstvo dopravy) vyvinul CDC Národní středisko pro kontrolu a prevenci úrazů, které se v rámci jeho mise zaměřují na traumatické poranění mozku. Ommayův výzkum poskytl experimentální údaje potřebné k modelování traumatického poranění mozku⁹⁵. Jeho centripetální (dostředivá) teorie se zakládá na biomechanice traumatického poranění mozku. Tato práce umožnila dokonalejší modelování poranění mozku inženýry při navrhování bezpečnostního vybavení automobilů. Jeho práce s S. G. Hounsfieldem k určení prostorového rozlišení skeneru CT otevřela dveře pro jeho použití ve stereotaktické chirurgii. Jedním z průkopníků zobrazovací metody - páteřní angiografie - byl také Ommaya, dále di ChiRo a Doppman. Tato práce umožnila vizualizaci tepen a žil a umožnila pochopení míšní arteriografie. Ommaya je autorem několika významných příspěvků z mnoha oblastí, které se týkají neurochirurgie, léčby rakoviny, hydrocephalusu, traumatického poranění mozku a arteriovenózní malformace.

Ommayova centripetální (dostředivá) teorie výrazně přispěla k poznání traumatického poškození mozku. Zjistil, že traumatické účinky při mírném zranění začínají na povrchu mozku a zasahují dovnitř, aby ovlivnily diencefalicko-mezencefalické jádro při těžším zranění⁹⁶.

⁹⁵ OMMAYA, A. K. *Subcutaneous reservoir and pump for sterile access to ventricular cerebrospinal fluid*. *Lancet* 2, 903–984 (1963).

⁹⁶ GOEDHART, Z. D. *Het Ommaya Systeem*. Ph.D. thesis, Leiden 1978.

Jeho práce ukázala, že translační i rotační zrychlení způsobují fokální (makroskopicky rozeznatelné) léze. Pouze rotační zrychlení ale způsobuje difúzní poškození axonů (= DAP, difúzní axonální poranění, mnohočetné mikroskopické traumatické poškození axonů). Pokud je poškození nalezeno v rostrálním mozgovém kmeni, je také spojeno s difúzním hemisférickým poškozením. Před jeho prací se věřilo tomu, že mechanismus otřesu byl spojen s primárním poraněním mozku. Nicméně, mozkový kmen a střední mozek (mesencephalon) jsou však poslední strukturou, která byla zasažena při těžkém poranění a spíše rotační síly než síly translační způsobí otřes mozku⁹⁷.

Kontaktní jev přispívá k rozvoji fokálních lézí, například frontální a temporální lézi způsobenou kontaktem s klínovou kostí. Tyto teorie byly podpořeny studiemi o magnetické rezonanci (MRI). Potvrdily, že distribuce lézí se řídí vzorem centripetálního schématu, které následují po závažnosti poranění určené podle Koma - skóre (Glasgow).

Řadu výzkumníků v oblasti forenzní biomechaniky lze nalézt v ruské odborné literatuře. **Gromov Alexandr Petrovič** (1924–2010)⁹⁸ se narodil 1. května 1924 ve vesnici Leonovo v Moskevské oblasti. V roce 1943 se přihlásil ke studiu na Moskevské medicínské univerzitě, v roce 1949 se stal doktorandem na katedře soudního lékařství, obhájil práci na téma „Soudně-lékařské posouzení traumat sluchového aparátu“, pracoval jako asistent, od roku 1961 jako docent. V letech 1957–1958 jel na služební cestu do Albánie, kde založil katedru soudního lékařství na Tiranské univerzitě. Od roku 1961 do roku 1966 Gromov kombinoval práci na katedře s funkcí děkana lékařské fakulty na Univerzitě družby národů, později zastával funkci prorektora pro vědeckou činnost a současně vedl kurz soudního lékařství na téže univerzitě.



Obr. 3.43 - Gromov Alexandr Petrovič⁹⁹

⁹⁷ OMMAYA, A. K. *Subcutaneous reservoir and pump for sterile access to ventricular cerebrospinal fluid*. *Lancet* 2, 903–984 (1963).

⁹⁸ <http://www.forens-med.ru/> [online]. [cit. 2020-05-24].

⁹⁹ https://www.google.com/search?q=gromov+%D0%B1%D0%B8%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%85%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D0%BA%D0%B0&tbm=isch&tbo=u&source=univ&sa=X&ved=2ahUK EwIK2an3gnfAhVEcewKHczeCB8QsAR6BAGCEAE&biw=1920&bih=969#imgsrc=COy6_dmBHB12jM: [online]. [cit. 2020-05-24].

V roce 1963 obhájil habilitační práci, o rok později získal titul profesora. V roce 1964 byl zvolen vedoucím katedry soudního lékařství První moskevské medicínské univerzity. Katedru vedl do roku 1990¹⁰⁰.

V roce 1979 byl profesor Gromov jmenován ředitelem vědecko-výzkumného pracoviště soudního lékařství a vedoucím znalcem Ministerstva zdravotnictví SSSR v oblasti soudního lékařství. Od roku 1980 byl předsedou Vědecké rady pro soudní lékařství Akademie lékařských věd SSSR. V roce 1982 byl zvolen členem-zpravodajem AMV SSSR.

Určil základní směr vědeckého výzkumu katedry – experimentální modelování v soudní traumatologii s použitím moderních metod, včetně matematického modelování. Na toto téma Gromov napsal velké množství prací, byl redaktorem sborníku „Modelování traumat hlavy, hrudníku a páteře“. Gromov a další pracovníci katedry získali autorské osvědčení za „Přístroj pro modelování úderů do lidského těla“. Napsal více než 300 vědeckých prací včetně monografií, brožur a učebnic.

Aktivně rozvíjel nový vědecký směr v soudním lékařství – biomechaniku traumatu, který umožnil zjistit zákonitosti působení fyzických parametrů mechanického působení na morfologii poranění. Profesor Gromov zjistil nový mechanismus zavřeného traumatického poranění mozku, základním faktorem, kterého je deformace lebečních kostí. Tento výzkum je zobrazen v publikaci „Soudně-lékařská traumatologie“ (1977), a také v monografii „Biomechanika traumatu“.

Jako vedoucí soudní znalec Ministerstva zdravotnictví SSSR přispíval profesor Gromov k rozvoji soudně-lékařských služeb země, zvýšení kvality a efektivity její práce, rozvoji spolupráce s orgány činnými v trestním řízení a zdravotnickými zařízeními. Osobně věnoval velkou pozornost přípravě vědecko-pedagogických pracovníků. Působil jako předseda speciální rady pro obhajobu disertací v oblasti soudního lékařství. Profesor Gromov byl členem prezidia Všesvazového a Všeruského vědeckého spolku soudních lékařů, stal v čele Moskevského vědeckého spolku soudních lékařů, byl členem redakce časopisu „Soudně-lékařská expertíza“, členem prezidium Vědecké lékařské rady Ministerstva zdravotnictví SSSR. Za úspěšnou práci získal řadu ocenění, čestné uznání Předsednictva Vrchní Rady RSFSR, odznak „Jedničkař zdravotnictví“. Byl čestným členem bulharského, maďarského, československého, francouzského a italského spolku soudních lékařů. Byl prezidentem Mezinárodní akademie soudní a sociální medicíny. Za své úspěchy byl odměněn také čestným diplomem soudních lékařů USA. Zemřel 6. srpna 2010 na následky těžké nemoci.

Významná práce obohacující poznání biomechaniku poranění hlavy nese název Biomechanika zranění („*Biomechanika travmy*“)¹⁰¹. V této knize Gromov zkoumá biomechaniku kranio-cerebrálního zranění, zranění páteře a hrudi. Popis experimentálních dat předchází prezentování fyzikálních a matematických pojmů mechanických vlivů na lidské tělo, metody jejich měření a výpočtů. Stávající metody pro studium mechanických vlastností biologických tkání a zejména metody pro stanovení pevnosti a tuhosti kostí lebeční klenby jsou podrobně popsány. Hlavním

¹⁰⁰ <https://clck.ru/F2RxS> [online]. [cit. 2020-05-24].

¹⁰¹ Громов, А.П. Биомеханика травмы (повреждения головы, позвоночника и грудной клетки). — М.: Медицина, 1979. 275 с.

zaměřením práce je modelování poškození měkkých tkání hlavy, zlomenin kostí lebky a kontaminace mozku v rámci různých mechanismů zranění. Použití originálních technik, které poskytují přísně měřené zatížení na různých místech lidského těla, umožnilo vytvořit jasný vztah mezi zraněním hlavy a hrudníku na fyzikálních parametrech nárazu s přihlédnutím k individuálním vlastnostem organismu. Získané údaje tvoří základ pro biomechanické zdůvodnění osobních ochranných prostředků pro lidskou hlavu od zranění, stejně jako bezpečnostních pásů. Srovnání morfologie poškození s podobným poškozením v reálných podmínkách nám umožnilo vyvinout biomechanický základ pro určení mechanismu výskytu újmy podle povahy stávajícího poškození, což je nezbytné pro forenzní praxi. V průběhu experimentálního výzkumu byl zaveden nový mechanismus uzavřeného kraniocerebrálního poškození, který byl potvrzen matematickým modelováním. Monografie „Biomechanika zranění“ (*Biomechanika travmy*) je určena pro forenzní odborníky, traumatology. Obsahuje 230 stran, 59 obrázků a 18 tabulek. Jen pro ilustraci uvádím strukturu této monografie:

Kapitola I. Fyzikální a matematické údaje o mechanických účincích na lidské tělo, metody jejich měření a výpočtů

Kapitola II. Metody pro studium mechanických vlastností biologických tkání

Kapitola III. Stanovení pevnosti a tuhosti kostí lebeční klenby

Kapitola IV. Biomechanika poškození měkkých tkání hlavy a kostí lebky

Kapitola V. Stanovení velikosti zátěže, které má za následek vznik zlomenin kostí lebeční klenby

Kapitola VI. Biomechanika poškození mozku

Kapitola VII. Biomechanika poranění hlavy, když člověk padne do letadla

Kapitola VIII. Biomechanické zdůvodnění prostředků individuální ochrany lidské hlavy před úrazem

Kapitola IX. Biomechanika poranění páteře

Kapitola X. Biomechanické ospravedlnění ochranného účinku bezpečnostního pásu

Kapitola XI. Biomechanický základ pro určení mechanismu újmy podle povahy poškození

3.2 Vývoj forenzní biomechaniky v ČR

Poznatky forenzní biomechaniky zcela logicky navazovaly na poznatky obecné biomechaniky a postupným vývojem pronikaly do různých oblastí biologie, medicíny, techniky, ale postupně i do výchovy, didaktiky, sportu, práce i kriminalistiky a jejich aplikací.

V roce 1973 byla založená Mezinárodní biomechanická společnost, v r. 1976 Evropská biomechanická společnost. V témže roce vznikla Sekce biomechaniky Čs. společnosti pro mechaniku při ČSAV, v roce 1981 Komise pro biomechaniku při vědeckém kolegiu mechaniky ČSAV, v r. 1984 bylo založeno Národní komité biomechaniky ČSAV (Mezinárodní společnost pro biomechaniku). V řadě zemí byly dále založeny národní biomechanické společnosti.

První organizované pracoviště biomechaniky v ČSSR vzniklo v padesátých letech jako oddělení biomechaniky na Fakultě tělovýchovy a sportu UK Praha. K rozvoji organizační struktury v oblasti biomechaniky v ČSSR značně přispělo založení Komise antropomotoriky a biomechaniky vědecké rady ČSTV v r. 1975 a založení odborné skupiny pro biomechaniku ČSAV v r. 1976.

V 70. letech se dále velmi intenzivně rozvíjel výzkum, který byl charakterizován jako „Aplikace biomechaniky v kriminalistice“, především za přispění Viktora Porady a Vladimíra Karase. Od druhé poloviny 70. let byl nastartován velmi intenzivní výzkum orientovaný především na zkoumání biomechanického obsahu trasologických stop. Výzkum se zaměřoval nejen na geometrické znaky biomechanického obsahu, ale především na geometrické a dynamické znaky bipedální lokomoce. Vztahy byly precizovány pro velmi rozsáhlé soubory a lokomoci v různém disperzním prostředí.

Aplikace biomechaniky v kriminalistice se rozvíjela nejen zásluhou malého kolektivu nadšenců katedry kriminalistiky Vysoké školy Sboru národní bezpečnosti (SNB) pod vedením prof. V. Porady a katedry biomechaniky, antropologie a anatomie Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze pod vedením prof. V. Karase, ale významně přispěl i Ústav teoretické a aplikované mechaniky Akademie věd, odborné katedry fakulty strojní, fakulty stavební Českého vysokého učení technického, lékařské fakulty, Ústav soudního inženýrství Vysokého učení technického Brno, Státní výzkumný ústav pro stavbu strojů, Výzkumný ústav chorob revmatických a řada dalších pracovišť. Do výzkumné aktivity byli zapojeni i jedinci z Kriminalistického ústavu Praha. Kolem malé komunity kriminalistů na Vysoké škole SNB rozvíjejících biomechanické aplikace se vytvořilo jádro biomechanických vědců, kteří spolupracovali na vzájemně propojených výzkumných úkolech. Společně byla rozvíjena nejen kriminalistická biomechanika, ale i biomechanika svalově kosterního aparátu, náhrady hlavních nosných kloubů lidského těla, kompozitní materiály pro ortopedické operace, biomechanika kardiovaskulárního systému, umělé srdce, biomechanika umělých cév, sportovní biomechanika pro vrcholový sport a řada dalších velmi užitečných aplikací. Jako příklad velmi širokého interdisciplinárního vědeckého záběru biomechanických aplikací uvádíme přehled vědeckých sekcí na pravidelně se konajících biomechanických konferencích. Jsou to:

- Model lidského těla.
- Biomechanika svalově kosterního systému.
- Inženýrské aspekty biomechaniky.
- Sportovní, ergonomické a zátěžové (forenzní) aplikace biomechaniky.
- Biomechanika kosterního systému.
- Biomechanika kardiovaskulárního a respiračního systému.
- Biomechanika hrtanu.
- Modelování vylučovacího systému.
- Modelování a metodologie.
- Klinická biomechanika.

Jak již přehled názvů jednotlivých sekcí naznačuje, jsou současné aplikace biomechaniky značně rozvětvené a heterogenní. Z tohoto důvodu není v podstatě ani možné, aby jedinec kvalitně obsáhl jednání ve všech sekcích. Pro kriminalistiku byla významná sekce s forenzními aplikacemi biomechaniky.

Biomechanická komunita dosáhla velké řady úspěchů mezinárodního dopadu a z nedostatku prostoru je nelze všechny vyjmenovat. Dá se však konstatovat, že aplikace biomechaniky se postupně transformovaly do označení „Kriminalistická biomechanika“. Pravidelně (s odstupem dvou let) byly pořádány mezinárodní konference zaměřené na kriminalistické, soudně-lékařské a soudně-inženýrské aplikace biomechaniky. První konference se uskutečnila v roce 1976 a poslední 4. 12.

1990. Tradice pořádání konferencí byla na 11 let přetržena společenskými změnami a rozpadem odborné komunity v republice. Konání konferencí bylo obnoveno v roce 2001 (29. 11. 2001 a dále v roce 2003) z aktivity několika jedinců Policejní akademie ČR, s cílem opětovně navázat na vzájemnou výměnu vědeckých poznatků. Toto období můžeme označit zcela zřetelně jako počátek biomechanických aplikací v kriminalistice, období velmi široce zaměřené vědeckovýzkumné biomechanické aktivity a výchozí stadium pro vznik forezní biomechaniky.

Konkrétní aplikační možnosti biomechaniky v kriminalisticko-bezpečnostní teorii a praxi uvádí Porada¹⁰². Jednu z těchto možností představuje biomechanická analýza bipedální lokomoce člověka při vzniku trasologických stop. První kroky pro řešení výchozích otázek byly uskutečněny vypracováním programu vědeckovýzkumného úkolu Vysoké školy SNB. Realizace výzkumného programu byla zahájena formou vědecké stáže vybraných pracovníků Vysoké školy SNB na FTVS UK Praha na odd. biomechaniky katedry antropomotoriky, biomechaniky a anatomie. Řešená problematika a aplikační možnosti biomechaniky byly zahrnuty i do referátu delegáta MV ČSSR na 11. mezinárodním kriminalistickém symposiu ve Varšavě. V současné době je věnována pozornost řešení problémů naznačených v dalších odstavcích a spadajících do oblasti bipedální lokomoce člověka¹⁰³.

Zakladatelé a osobnosti forezní biomechaniky

Profesor **Viktor Porada**, DrSc., se narodil 7. srpna 1943 v Popradu jako nejstarší z šesti dětí. V roce 1961 ukončil studium na Střední průmyslově škole elektrotechnické v Košicích. Poté začal studovat na Fakultě elektrotechnické ČVUT v Praze, v roce 1966 úspěšně ukončil vysokoškolské studium a získal titul inženýr. V roce 1968 vstoupil do služeb Federálního ministerstva vnitra, kde nejprve začal pracovat jako samostatný energetik a revizní technik. Po ukončení své sportovní kariéry v roce 1969 začal pracovat jako metodik sportu na Tělovýchovném odboru FMV a začal také studovat Trenérskou školu Fakulty tělesné výchovy a sportu UK v Praze, kterou úspěšně dokončil v roce 1972 ve specializaci sportovní gymnastika. Ve funkci metodika sportu pracoval do roku 1971, poté nastoupil do Kriminalistického ústavu v Praze jako samostatný expert v oboru kriminalistické elektrotechniky, kde pracoval do roku 1974¹⁰⁴. V roce 1974 nastoupil na Fakultu veřejné bezpečnosti Vysoké školy SNB v Praze. V letech 1974 až 1976 současně učil na Právnické fakultě UK v Praze v kriminalisticko-právním směru studia. V té době studoval Fakultu veřejné bezpečnosti VŠ SNB, kterou úspěšně absolvoval a na studium navázal vědeckou aspiranturou, kterou úspěšně dokončil v roce 1978 získáním vědecké hodnosti kandidát právních věd. Následně v roce 1980 získal na Právnické fakultě UK v Praze titul doktora práv. V roce 1981 úspěšně habilitoval na docenta pro obor trestní právo. V tomto období se intenzivně věnoval vědecko-výzkumné a publikační činnosti hlavně v oblasti kriminalistických stop a kriminalistické identifikace. V roce 1976 založil směr vědeckého bádání týkající se nových zkoumání tzv. biomechanického obsahu trasologických stop.

¹⁰² PORADA, V. *Aplikační možnosti biomechaniky v kriminalisticko-bezpečnostní teorii a praxi*. Sborník 1. teoretické konference, Praha: VŠ SNB, 1976.

¹⁰³ KARAS, V. *Biomechanika pohybového systému člověka*. Praha: UK, 1978.

¹⁰⁴ STRAUS, J., MAŘÍK, I. Profesor JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc, dr. h. c. – sedmdesát let. 2013, *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. Roč. 20, č. 3-4, s. 255-259.



Obr. 3.44 - Viktor Porada (prof. JUDr. Ing. DrSc. dr.h.c. mult.)

Postupně se prof. Poradovi podařilo na základě spojení vědomosti a poznatků z matematiky, biomechaniky, kriminalistiky a práva definovat tzv. biomechanický obsah trasologických stop, provést jeho kvantifikaci pro potřeby znaleckého zkoumání a využívání získaných informací v procesu odhalování, ale hlavně dokazování trestné činnosti podle stop s biomechanickým obsahem. Vznikl úplně nový obor znalecké činnosti nazývaný **forenzní biomechanika**¹⁰⁵.

Intenzivní vědecko-výzkumná činnost logicky vyústila do práce nad doktorskou dizertační prací „Teorie kriminalistických stop a identifikace“, kterou obhájil v roce 1985, a byla mu udělena vědecká hodnost doktor právnických věd. V letech 1985 až 1990 se stal prof. Porada za svoji vědeckou činnost členem vědeckého kolegia mechaniky ČSAV, členem komise pro biomechaniku vědeckého kolegia pro mechaniku ČSAV a členem Československé (následně České) biomechanické společnosti a členem Národní skupiny Mezinárodní biomechanické společnosti při ČSAV. Následně byl jmenován za místopředsedu Rady pro organizaci vědeckých společností ČSAV. Profesor Porada byl zodpovědným řešitelem a koordinátorem státního plánu základního výzkumu ČSAV a spoluřešitelem řady vědecko-výzkumných úloh rezortního a institucionálního charakteru.

Za prokázanou vysokou úroveň své vědecké a výzkumné práce v oboru biomechanika byl profesor Porada v roce 1987 navržen na udělení kolektivní (prof. R. Čihák, prof. V. Karas, Ing. P. Komárek, prof. V. Porada a prof. M. Slavík) „Národní cenu ČSR“, za rozvoj a původní vědecké přínosy v oblasti biomechaniky. Výzkumná činnosti se týkala zejména v problematice pohybového aparátu člověka, interakce člověka a okolí a její aplikace v kriminalistické vědě a technice.“ Ve stejném roce mu byla udělena medaile „Za zásluhy o rozvoj mechaniky“ Československou společností pro mechaniku při ČSAV a v roce 1988 medaile „20 let výzkumu umělého srdce“ Lékařskou fakultou UJEP v Brně. V roce 1989 byl za uvedené zásluhy v oblasti vědy a výzkumu biomechaniky navržen na udělení titulu „člen korespondent ČSAV“. V roce

¹⁰⁵ STRAUS, J., MAŘÍK, I. Profesor JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc, dr. h. c.. – sedmdesát let. 2013, *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. Roč. 20, č. 3-4, s. 255-259.

1989 byl navržen za člena korespondenta ČSAV a na národní cenu ČSR za zásluhy o rozvoj vědy v oblasti kriminalistické biomechaniky. Dosažené výsledky výzkumné a vědecké práce profesora Porady byly zařazeny do publikace „Biomechanika“ vedoucího autorského kolektivu Jaroslava Valenty, člena korespondenta ČSAV, pod odborným vedením akademika Jaroslava Němce, která byla zaměřená na vybrané okruhy tehdejší světové biomechaniky. Vědecké pokroky a nové poznatky prof. Porady a současně jeho působení jako vedoucího katedry a prorektora pro vědu a výzkum Vysoké školy SNB vyústily v roce 1989, po projednání ve vědecké radě, k jeho jmenování prezidentem republiky za profesora v oboru kriminalistika.

Ve vědecké orientaci ho výrazně ovlivnili prof. JUDr. Ján Pješčak, DrSc., zakladatel moderní kriminalistické vědy v ČSSR a prof. PhDr. Vladimír Karas, DrSc., vedoucí katedry anatomie, biomechaniky a antropometrie FTVS UK v Praze¹⁰⁶.

V roce 1990 se prof. Porada stal krátce vedoucím sekce kriminalistiky na Institutu pro výchovu a vzdělávání FMV. V roce 1992 se profesně přesunul na Slovensko a byl ministrem vnitra SR pověřený založit Akademií Policajného zboru v Bratislavě, což se podařilo v roce 1992, společně s Kriminalistickým a expertizním ústavem. Současně se stal vedoucím katedry kriminalistiky a forenzních disciplín. Akademickým senátem byl jednomyslně zvolen za prvního rektora Akadémie Policajného zboru.

V roce 1994 se prof. Porada vrátil do Prahy a byl v konkurzním řízení přijat na Policejní akademii ČR v Praze, na katedru kriminalistiky, kde působil jako profesor až do roku 2000. Poté byl pověřen řízením vědy a výzkumu a výrazně se podílel na tvorbě nového vědeckého zaměření PA ČR a tvorbě institucionálního výzkumného záměru. V letech 2002 až 2006 působil jako člen Akademického sněmu Akademie věd ČR a v letech 2007–2010 ve Sněmu Rady vysokých škol.

Začátkem roku 2006 byl přijat na Vysokou školu Karlovy Vary, kde se stal vedoucím Katedry trestního práva, kriminalistiky a forenzních disciplín, současně vykonával funkci ředitele Ústavu kriminalistiky a forenzních disciplín (2006–2008) a prorektora pro vědu a výzkum (2006–2010). V roce 2010 byl jmenován rektorem Vysoké školy Karlovy Vary. Od roku 2017 do roku 2020 byl samostatným profesorem na Vysoké škole finanční a správní na fakultě právních a správních studií.

Jako akademický pracovník byl velmi žádaný na jiných vysokých školách právního nebo bezpečnostního charakteru. Přednášel na Právnické fakultě UP v Olomouci (v letech 2007 až 2010 zde garantoval výuku kriminalistiky), dále na Vysoké škole bezpečnostního manažerstva v Košicích (garantem předmětů kriminalistika a všeobecné otázky bezpečnostní teorie a praxe), působil jako profesor a člen vědecké rady na Fakultě práva Panevropské vysoké škole v Bratislavě. Externě působil jako hostující profesor nebo ad hoc přednášející v Ústavu soudního inženýrství a na Fakultě speciálního inženýrstva Žilinskej univerzity v Žiline, Ústavu soudního inženýrství VUT v Brně, Vojenském ústavu soudního lékařství ÚVN v Praze, Právnické fakultě UPJŠ v Košicích, Akademii Royal Canadian Mounted Police v Kanadě,

¹⁰⁶ STRAUS, J., MAŘÍK, I. Profesor JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc., dr. h. c. – sedmdesát let. 2013, *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. Roč. 20, č. 3-4, s. 255-259.

Středoevropské policejní akademii ve Vídni, Federální policejní akademii v Münsteru, Gimbornu a Policejní akademii ve Fürstenfeldbrucku (SRN)¹⁰⁷.

Prof. Poradovi byl udělen čestný titul „doktor honoris causa“ na dvou vysokých školách, v roce 2002 na Akademii Policajného zboru v Bratislavě a v roce 2009 na Vysoké škole bezpečnostného manažerstva v Košicích.

Vědecká práce se prolíná celým životem profesora Porady „jako červená nit“, je velmi široká, obsáhlá a podrobný souhrn všech vědeckých aktivit by vydal na několik stránek. Jeho úspěchy jsou podloženy jednak vrozeným talentem pro vědu, neutuchajícím zájmem o ní a nesmírnou pracovitostí. Tak jako ve sportu, ani ve vědecké činnosti se nedosáhne úspěchu bez každodenní vytrvalé a cílevědomé práce. Dovolím si zmínit alespoň některé významné vědecké aktivity prof. Porady.

Celoživotně se prof. Porada věnuje rozvoji kriminalistické teorie a praxe, zaměřuje se na teoretické otázky kriminalistických stop a identifikace. Již v roce 1987 napsal vědeckou monografii *Teorie kriminalistických stop a identifikace* (doktorská dizertační práce), ve které položil základy moderního pojetí kriminalistických stop a teorie kriminalistické identifikace. Kriminalistické stopy analyzoval z nových perspektivních pohledů, např. definoval teorii stopového kontaktu z pohledu přenosu energie, definoval vznik kriminalistických stop jako důsledek teorie relace, objasnil entropii informace a její důsledky na kriminalistickou identifikaci atd. Je zakladatelem nové teorie identifikace systémů (systémové identifikace) a teorie digitálních stop. Nové, moderní a progresivní poznatky a teorie se nesetkaly v té době u všech teoretiků kriminalistů s pozitivním přijetím. Často musel trpělivě obhajovat svá tvrzení a pouštět se do vědecké konfrontace poznatků. On sám chápal takové „souboje“ velmi pozitivně a vždy tvrdil, že jen konflikt různých pohledů na akademické platformě posunuje poznání kriminalistických problémů vpřed.

Profesor Porada patří k našim předním forenzním vědcům, významné špičce v oboru kriminalistika, forenzní biomechaniky, policejních a bezpečnostních věd. Založil nový pohled na trasologické stopy jako projev dynamického stereotypu. Nejprve se věnoval výzkumu biomechanického obsahu trasologických stop bipedální lokomoce a v letech 2007–2015 zcela logicky přesunul vědeckou aktivitu na identifikaci osoby podle dynamického stereotypu chůze. Výsledky jeho exaktního výzkumu vytváří jedinečný základ pro využití ve znalecké praxi. Velmi aktivně se věnuje rozvoji metodologie policejních a bezpečnostních věd, jeho dosažené výsledky jsou velmi příznivě přijímané nejen u nás, ale i v zahraničí. V průběhu dosavadní vědecké práce byl zodpovědným řešitelem nebo spoluřešitelem mnoha vědeckých projektů a to jak rezortního, tak institucionálního charakteru, celkem úspěšně obhájil 12 výzkumných úloh.

Viktor Porada patří k významným průkopníkům kriminalistické vědy, převážná část jeho vědecké produkce spadá do konce 90. let 20. století a začátku 21. století. Je autorem a spoluautorem 77 monografií, 73 učebnic a učebních textů a víc než 550 dalších vědeckých a odborných článků publikovaných v domácí i mezinárodní literatuře. Publikační výstupy získané při řešení Hlavního úkolu SPZV I-8-4 „Biomechanika člověka“ a vědecko-výzkumných úkolů v oblasti kriminalistické a

¹⁰⁷ STRAUS, J., MAŘÍK, I. Profesor JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc, dr. h. c.. – sedmdesát let. 2013, *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. Roč. 20, č. 3-4, s. 255-259.

forenzní biomechaniky zaměřené na kriminalistiku, tvoří ojedinělý a unikátní soubor vědeckých a realizačních výsledků. Lze jej považovat za novodobou a pokrokovou československou a nyní českou a slovenskou školu v oblasti teorie o kriminalistických stopách a identifikaci a v oblasti kriminalistické a forenzní biomechaniky. Zcela původně jsou rozpracovány vybrané technické, biomechanické, přírodovědní a kybernetické aspekty materiálních stop trestného činu a kriminalistické identifikace. Práce přispívají ke zvýšení úrovně vědecko-pedagogické a expertizní činnosti v oblasti materiálních stop a forenzní biomechaniky nejen v současné době, ale s významným přesahem do budoucnosti.

Nejvýznamnější vědecké monografie zaměřené na kriminalistickou a forenzní biomechaniku prof. Viktora Porady:

- PORADA, V. 1981. *Měření v kriminalistice*. Praha: Kriminalistická knihovna, VŠ SNB, Ústav kriminalistiky, 180 s.
- PORADA, V. 1985. Kriminalistická biomechanika. In: VALENTA, J. a kol. *Biomechanika*. Praha: Academia, kap. 6, s. 508-528.
- PORADA, V. 1987. *Teorie kriminalistických stop a identifikace (technické a biomechanické aspekty)*. Praha: Academie - Elsevier, 328 s.
- PORADA, V. 1993. Criminalistic Biomechanics. In: VALENTA, J. et al. *Biomechanics*. Amsterdam – London – New York – Tokyo: Elsevier, chapter 6, pp. 509-562.
- PORADA, V., LIŠKA, P. 1993. Clinical aspects of biomedicine, 2, Criminalistic Biomechanics. In: VALENTA, J. et al. *Biomechanics*. Amsterdam – London – New York – Tokyo: Elsevier, chapter 6, pp. 509-590.
- PORADA, V. a kol. 2001. *Kriminalistika*. Brno: CERM. ISBN 80-7204-194-0, 746 s.
- PORADA, V., STRAUS, J. 2001. *Criminalistic and forensic biomechanics*. Praha: Police History. ISBN 80-86477-02-9, 158 s.
- VALENTA, J., PORADA, V., STRAUS, J. 2002. *Biomechanics. Criminalistic and forensic application*. Praha: Police History. ISBN 80-86477-09-06, 255 pp.
- VALENTA, J., PORADA, V., STRAUS, J. 2003. *Biomechanics. Aspects of general and forensic Biomechanics*. Praha: Police History. ISBN 80-86477-14-2, 312 pp.
- VALENTA, J., PORADA, V., STRAUS, J. 2004. *Biomechanics. Aspects of general and forensic biomechanics and criminalistics and forensics application*. Praha: Police History. ISBN 80-86477-22-3, 343 pp.
- ŠIMŠÍK, D., PORADA, V. a kol. 2008. *Analýza pohybu člověka při identifikaci osob v kriminalistice*. Košice: Edícia vedeckej a odbornej literatury Sj.F TU. ISBN 978-80-553-0023-8, 272 s.
- PORADA, V., ŠIMŠÍK, D. a kol. 2010. *Identifikace osob podle dynamického stereotypu chůze*. Praha: VŠKV a SjF. TU Košice. ISBN 978-80-87236-01-7, 311 s.
- PORADA, V., STRAUS, J. 2012. *Kriminalistické stopy*. Plzeň: A. Čeněk. ISBN 978-80-7380-396-4, 506 s.
- PORADA, V. a kol. 2016. *Kriminalistika. Technické, forenzní a kybernetické aspekty*. Plzeň: A. Čeněk. ISBN 978-80-7380-589-0, 1018 s.
- STRAUS, J., PORADA, V. 2017. *Teorie forenzní biomechaniky*. Praha: VŠFS. ISBN 978-80-7408-140-8, 165 s.

- PORADA, V., STRAUS, J. 2018. *Forensic Biomechanics. Criminalistic and Forensic Application*. Prague: VŠFS. ISBN 978-80-7408-168-2, 235 s.
- PORADA, V. a kol. 2019. *Kriminalistika. Technické, forenzní a kybernetické aspekty*. 2. aktualizované a rozšířené vydání. Plzeň: A. Čeněk. ISBN 978-80-7380-741-2, 1205 s.

Profesor Porada sám i se spoluautory – prof. Karasem a prof. Strausem prezentoval výsledky výzkumu kriminalistické a forenzní biomechaniky na četných vrcholových vědeckých konferencích a symposiích Československé, posléze České biomechanické společnosti při ČSAV a Kriminalistických ústavů a laboratoří v rámci ENFSI, uspořádaných The European Academy of Forensic Sciences (EAFS), a to v Istanbulu (2003), Helsinkách (2006), Vilniusu (2007), Glasgow (2009), Melbourne (2008), Sydney (2010), Haagu (2012), Tallinnu (2012), Singapuru (2013) aj. V tomto směru je jejich přínos v této oblasti jedinečný, a je považován za vklad do rozvoje světové kriminalistiky.

Byl šéfredaktorem periodika Karlovarská právní revue, členem redakčních rad časopisů Soudní inženýrství, Znalectvo (SR), Notitiae ex Academia Bratislavensi Iurisprudentiae (SR), Košická Bezpečnostní revue (SR). Byl členem České biomechanické asociace a Prezidentem Akademie forenzních věd v ČR, členem vědeckých akademických rad mnoha vysokých škol, neformálním členem Americké Akademie forenzních věd (od 2012–dosud).

U příležitosti jeho životního výročí (70 let) se uskutečnila v roce 2013 mezinárodní vědecká konference na Fakultě práva Panevropské vysoké škole v Bratislavě, kde vystoupilo mnoho významných kriminalistů, právníků, forenzních vědců. Z konference byla vydána vědecká monografie s názvem „Trestné právo, kriminalistika, bezpečnostní vedy a forenzní disciplíny v kontexte kontroly kriminality“. V autorském kolektivu je 19 profesorů, 22 docentů, významných odborníků práva, kriminalistiky a forenzních věd z České a Slovenské republiky¹⁰⁸.

¹⁰⁸ STRAUS, J., MAŘÍK, I. Profesor JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc, dr. h. c.. – sedmdesát let. 2013, *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. Roč. 20, č. 3-4, s. 255-259.



Obr. 3.45 - Prof. Porada v laboratoři Kriminalistického a Expertizního ústavu Policie SR, expozitura OKTE v Košicích, v době, kdy byl ústav zařazen do struktury Akadémie Policajného zboru SR a prof. V. Porada byl rektorem této instituce (foto archiv ústavu)

Na závěr bych velmi rád zmínil, myslím všeobecně známou skutečnost, že v dobách aktivního sportování v gymnastice se stal Viktor Porada modelem známé sochy maratonce v Košicích, sochu vytvořil národní umělec Arpád Račko.

Prof. PhDr. **Vladimír Karas**, DrSc., (1927–2003) doktor filosofie a doktor věd, byl jedním z našich nejvýznamnějších biomechanických teoretiků a současně i prvním znalcem v oboru forenzní biomechaniky¹⁰⁹.

Vladimír Karas se narodil 22. 5. 1927, maturoval v r. 1946 na reálném gymnáziu, v roce 1950 absolvoval Přírodovědeckou fakultu Univerzity Karlovy v Praze a Vysokou školu pedagogickou v Praze. V roce 1953 získal titul PaedDr., později i titul PhDr. Po sloučení Vysoké školy pedagogické s Fakultou tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy pracoval zprvu na katedře gymnastiky, později přešel na plný úvazek na oddělení biomechaniky. V roce 1973 se stal vedoucím oddělení biomechaniky a později vedoucím katedry antropomotoriky, biomechaniky a anatomie. Titul kandidáta věd (CSc.) získal v roce 1963, v roce 1971 obhájil habilitační docentskou práci na téma „Teoretické základy biomechaniky lidského svalu“, v roce 1980 obhájil doktorskou disertaci s názvem „Biomechanika struktury a chování pohybového systému člověka při volní motorické činnosti“, ve které je zahrnut i kriminalistický aspekt při analýze bipedální lokomoce. V roce 1983 byl jmenován profesorem.¹¹⁰ V letech 1980 až 1993

¹⁰⁹ Při zpracování kapitoly bylo využito osobních sdělení prof. RNDr. Vladimíra Karase, DrSc. (syn prof. Karase) a laskavě poskytnutých fotografií.

¹¹⁰ PORADA, V. Vzpomínka na prof. PhDr. Vladimíra Karase, DrSc. *Kriminalistické, soudně-lékařské a soudně-inženýrské aplikace biomechaniky*: mezinárodní konference. Praha: PA ČR, 2003, s. 5-7.

byl vedoucím katedry anatomie a biomechaniky FTVS UK. Byl spoluzakladatelem Československé společnosti pro biomechaniku, v letech 1991 až 1994 byl jejím předsedou. Byl členem řady národních a mezinárodních vědeckých společností – Československá společnost pro mechaniku, Československá fyziologická společnost, Československá kybernetická společnost, International Society of Biomechanics, International Society of Electrophysiological Kinesiology a další. Jeho publikační činnost byla mimořádně rozsáhlá. Byl tvůrcem základní učebnice oboru, jeho původní vědecká sdělení byla publikována v zahraničních a národních vědeckých časopisech s významným citačním indexem.

V předmluvě k monografii nazvané „Biomechanika pohybového systému člověka“ a vydané pražskou Univerzitou Karlovou v r. 1978 autor definuje postupy a cíle biomechaniky: „Podle obsahu a pracovních metod lze biomechaniku definovat jako vědní obor zabývající se mechanickou strukturou a mechanickým chováním živých systémů a jejich mechanickými interakcemi s vnějším okolím. Již ze samotného názvu biomechaniky je patrný její interdisciplinární charakter“. A právě tento mezioborový přesah dovedl prof. Karas od studia biologických vlastností živých organismů (včetně člověka) až k teoretické mechanice, která matematicky přesně popisuje působení sil v živém jedinci a jejich rozložení a souhrn v kostech, svalech, kloubech, šlachách... Novějšího data je učebnice, kterou prof. Karas napsal se svými dlouholetými spolupracovníky Ing. Stanislavem Otáhalem a PhDr. Petrem Sušankou. Určena byla vysokoškolským studentům tělesné výchovy a sportu. Pod titulem „Biomechanika tělesných cvičení“ vydalo knihu Státní pedagogické nakladatelství v r. 1990. Pro mnohé studenty představoval matematicky orientovaný předmět s četnými rovnicemi, vektory a derivacemi obtížnou výzvu, nicméně zkušení pedagogové dobře věděli, že jim studium poskytne nedocenitelný vhled do složitých funkcí lidského těla během pohybu a cvičení.

Zvláštní typ mechanické interakce člověka s okolím představují situace, které vedou k poškození těla. Na Ústavu soudního inženýrství VUT v Brně přednášel prof. Karas řadu let budoucím soudním znalcům – analytikům silničních nehod vybrané statě z biomechaniky, předmět, který v tomto kurzu sám založil a jenž znalcům přináší zcela odlišné pohledy na aplikace mechaniky. Také na konferencích byly jeho přednášky velkým objevem jak pro mnoho znalců a analytiků silničních nehod, tak i pro soudní lékaře, kteří tyto přednášky hojně navštěvovali.

Celoživotní úsilí profesora Karase bylo věnováno rozvoji biomechaniky jak v oblasti teoretické, tak aplikační, především v oblastech tělesné výchovy, sportu, rehabilitace a kriminalistiky. Pro jeho přístup k problémům biomechaniky je charakteristické, že zahrnuje jak studium vnějšího pohybového projevu, tak rovněž činnost pohybového ústrojí a podmínky vnějšího prostředí, to vše za přímé aplikace nejnovějších poznatků nejen z oblasti biologie, ale i lékařských a technických oborů. Kromě hlubokých teoretických znalostí biomechaniky, anatomie a antropologie, které získal při své pedagogické práci na pražské Karlově univerzitě, využíval prof. Karas bohaté praktické zkušenosti o tom, jak z hlediska mechaniky funguje lidské tělo. V mládí byl sám aktivním gymnastou; ve 40. letech minulého století působil v národním týmu účastnícím se olympijských her v Londýně (ve cvičení na kruzích obsadil bodované šesté místo). I díky profesoru Karasovi dnes biomechanika zasahuje do sportu mnohem větší měrou, než tomu bylo v době jeho aktivní reprezentace.

Z pohledu odborného i společenského bylo působení profesora Karase v oblasti biomechaniky nesmírným vědeckým přínosem. Jeho osobnost se u nás bude navždy pojít s aplikacemi biomechaniky v kriminalistice, soudním lékařství a soudním inženýrství. Má nezastupitelné místo též v základech moderních metod zkoumání kriminalistických stop a identifikace v oblasti trasologie, významně se podílel i na vzniku a tvorbě moderních identifikačních přístupů.

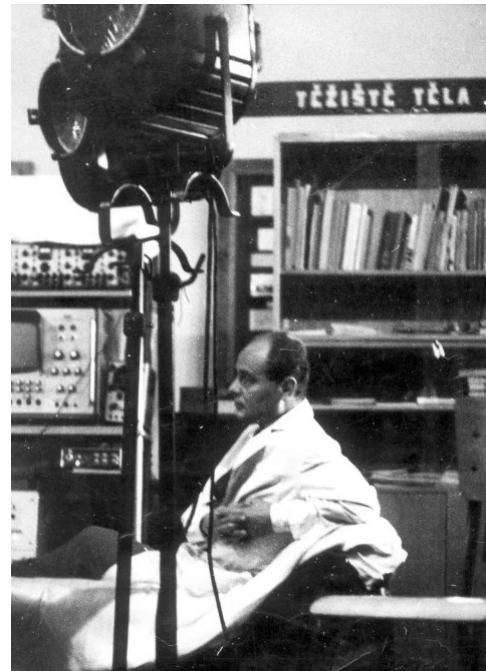
Profesor Karas se stal zakladatelem forenzní biomechaniky, když jeho zájem o biomechaniku pohybového systému člověka a mimořádná záliba v řešení záhad vyústily v osmdesátých letech v řešení praktických otázek kvantifikace a predikce mechanického zatížení organismu. Snažil se definovat hranice tolerance organismu na vnější dynamickou zátěž. Postupem doby získal na tomto poli mezinárodní prestiž a stal se zakladatelem forenzní biomechaniky v Česku. V těchto aplikacích bádával až do konce svého života. Jako první v České republice byl Městským soudem v Praze jmenován v r. 1994 znalcem v oboru Kriminalistika, specializace forenzní biomechanika.

Profesor Karas nade vše rád experimentoval a o experimentech diskutoval. Miloval akademické prostředí a debaty, do kterých se spontánně pouštěl s kýmkoliv a kdekoliv. Celoživotní oporou mu v těžkých chvílích byla, rodina, kterou miloval, a také kamarádi ze sportu. Vladimír Karas byl člověk s nesmírnou houževnatostí, invencí a přirozenou inteligencí, který tyto své vlastnosti uplatňoval ve všech činnostech, jimž se ve svém životě věnoval. Jeho sarkastický humor, zarputilost v hledání řešení a pedagogická laskavost byly pro něj velmi typické.¹¹¹

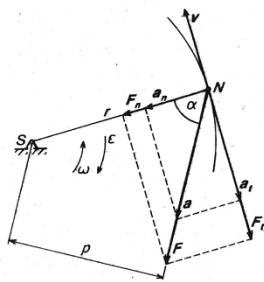
Nejvýznamnější vědecké monografie zaměřené na obecnou biomechaniku, kriminalistickou a forenzní biomechaniku:

- KARAS, V. Biomechanika pohybového systému člověka. Praha: UK, 1978.
- KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. Biomechanika tělesných cvičení. Praha: SPN, 1990.
- KARAS, V., OTÁHAL, S. Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka. Praha: Karolinum, 1991.

¹¹¹ PORADA, V., STRAUS, J. Vzpomínka na prof. PhDr. Vladimíra Karase, DrSc. *Kriminalistický sborník*. Praha: č. 4/2003, s. 70.

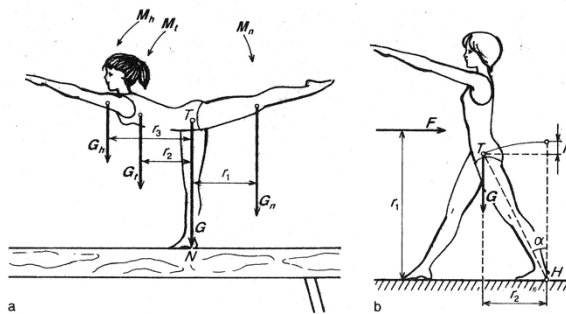


Obr. 3.46 - Vlevo: prof. PhDr. Vladimír Karas, DrSc. (1927–2003). Vpravo: v laboratoři biomechaniky FTVS UK Praha (foto S. Otáhal)



Obr. 49 Dostředivé (a_n), tečné (a_t) a výsledné (a) zrychlení a jim příslušné síly (F_n , F_t , F) při rotaci bodu N kolem středu S . Vlastní otáčivý účinek má jen tečná složka F_t (hybná síla); normálová síla F_n pouze namáhá \overline{SN} .

Obr. 50 a) Ilustrace součtu jednotlivých silových momentů a rovnováhy proti otáčení vzhledem k bodu N , ležícím na výslednici tahových sil G , při váze předklonmo.
 $(M_n = G_n r_1 = G_t r_2 + G_n r_3 = M_t + M_h;$
 $G_n + G_h + G_t = G; |G_n| + |G_h| + |G_t| = |G|.)$
 Otáčení horních končetin v ramenních kloubech, trupu a dolní končetiny v kloubu kyčelním je opět zabráněno příslušnými svaly. b) Značně stabilní poloha ve směru předozadním (srovnej s velmi malou stabilitou na obr. a). K porušení stability musí být $Fr_1 > Gr_2$ a vynaložena práce Gh .



Obr. 3.47 - Vlevo: Vektorová algebra pro teoretické základy biomechaniky; náčrt z vysokoškolské učebnice „Biomechanika tělesných cvičení“ (Karas et al. 1990). Vpravo: praktická biomechanika v letu nad bradly; momentka ze soutěže ČSR–Maďarsko

V druhé polovině 90. let se stabilně konstituuje forenzní biomechanika jako forenzní vědecký obor. Tak jako jiné forenzní obory, tak i forenzní biomechanika vychází z mateřského oboru biomechaniky a postupem vývoje si vytváří vlastní vědeckovýzkumnou základnu, směry vývoje a precizují se konkrétní možnosti využití forenzní biomechaniky ve znalecké činnosti. Forenzní biomechanika se natolik vyprofilovala jako samostatný obor, že v posledních letech jsou v procesu vyšetřování

vyžadovány znalecké posudky z oboru „Kriminalistika - specializace forenzní biomechanika“. Forenzní biomechanika zcela zřetelně vymezila svůj předmět zkoumání a naplnila poznávací a institucionální funkci vědního oboru.

Vědecký vývoj forenzní biomechaniky zcela výrazně vychází ze znalecké praxe. Jak se objevují problémy a otázky, které se ve znaleckých posudcích řeší, tak se orientuje i vlastní vědeckovýzkumná práce. První posudek z oboru forenzní biomechaniky zpracoval v roce 1992 pro Krajský úřad vyšetřování Brno, Policie ČR. Jednalo se o posouzení intenzity úderu pachatele do temene hlavy oběti (tento případ vyšetřoval npor. Zdeněk Krejčí). V archivech prof. Karase nalezneme nepřeborné množství výpočtů a schémat zpracovaných k jednotlivým kriminalistickým případům 80. a 90. let: pečlivým matematickým přístupem se mu již tehdy dařilo vymezit např. možné postavení útočníka vzhledem k oběti, jeho fyzické dispozice, kinematiku pádu z okna atd. Forenzní biomechanika však může napomoci i k vyjasnění již odložených případů, i když v takovém případě bývá obtížné prokázat jednoznačné závěry. Prof. Karas se tak věnoval mj. případu tragické smrti československého ministra zahraničních věcí Jana Masaryka.

4. Biomechanika pádu z výšky

Studium pádu lidského těla z výšky je významnou aplikací forenzní biomechaniky a využívá se v kriminalistické praxi velmi často. Studium biomechaniky pádu z výšky vychází z dlouhodobých výzkumů a experimentální práce autora¹¹².

Pád lidského těla z výšky vychází principiálně z fyzikální podstaty hodnocení vodorovného vrhu tělesa. Jde o složený pohyb, skládá se z pohybu vodorovným směrem (ve směru osy x) a volného pádu. Koná jej těleso, kterému udělíme počáteční rychlost vodorovným směrem. Trajektorii pohybu je část paraboly s vrcholem v místě hodu. Délka vrhu je závislá na počáteční rychlosti v_0 a na výšce h , ze které bylo těleso vrženo. V případě biomechanického hodnocení pádu z výšky je nutné přísně vycházet ze zákonů fyziky. Pro objektivní posouzení faktorů ovlivňujících průběh pádu těla a dopadovou polohu je nutné brát v úvahu podmínky, za kterých došlo ke ztrátě kontaktu těla v počátečním bodě. Pád těla je determinován v okamžiku ztráty kontaktu těla s podložkou.

Pro forenzní řešení biomechaniky pádů je nutné vymezit základní klasifikaci pádů a definovat některé terminologické problémy úrazů a traumat vznikajících při pádech z výšky. Podle výšky pádu lze pády rozdělit v zásadě do tří skupin, a to na pád ze stoje, pád z výšky a volný pád. Pro forenzní biomechaniku mají největší význam pády z výšky a pády ze stoje.

Objektivní řešení otázky výšky a druhu pádu je možné principiálně dvěma způsoby. Jednak je to možné cestou vytvoření optimálního matematického modelu a teoretickou simulací trajektorie pádu a pozicí těla při dopadu. Nebo je možná druhá cesta, a to experimentování a simulace pádu s vhodnou figurínou, která bude splňovat vlastnosti lidského těla. Tuto figurínu je možné nechat padat z vhodné výšky a posuzovat podmínky vlastního pádu a podmínky dopadu. Pro získání seriózních vědeckých poznatků je pak optimální komparace teoretických simulací s experimentálními údaji pádu biomechanické figuríny.

V literatuře byla publikována studie, která se zabývala 30 případy úmrtí v důsledku pádu z výšky. Informace o zranění, včetně výšky pádu a umístění těla od základu budovy (horizontální vzdálenost) byla získána z policejních vyšetřovacích spisů. Dále bylo provedeno dotazování příbuzných a zasahujících policistů. Výška pádu a vzdálenost dopadu těla byly potvrzeny měřením osobně na místě činu, a to pro každý studovaný případ osobně.¹¹³

K pádům docházelo různě, například v jednom případě otec držel své dítě v náručí na balkoně svého domu. Dítě vyklouzlo z náručí a otec, který se ho snažil zachránit před pádem z balkonu, spadl dolů. V jiném případě se desetiletý chlapec v dětském domově klouzal na zábradlí podél schodiště a spadl z výšky 5,1 metru. Jindy zloděj vylezl po okapu na terasu domu, byl odhalen paní, která spala na terase. Když

¹¹² STRAUS, J. *Aplikace forenzní biomechaniky*. Praha: Police History, 2001. STRAUS, J. a kol. *Biomechanika pádu z výšky*. Praha: PA ČR, 2004. STRAUS, J. *Biomechanické aspekty pádů člověka z výšky*. Sborník vědeckých prací „Identifikace potřeb právní praxe jako teoretický základ pro rozvoj kriminalistických a právních specializací“. Karlovy Vary: VŠKV, 2012, s. 288-297.

¹¹³ KIRAN KUMAR, J. V., SRIVASTAVA, A. K. Pattern of Injuries in fall from Height. *J Indian Acad. Forensic Med.* Jan-March 2013, Vol. 35, No. 1, pp. 47-50.

spustila křik, zloděj se ze strachu v rychlosti pokusil spěšně sestoupit stejnou cestou zpět a následně spadl z výšky 14,4 metrů.

Ve většině případů se uskutečnil pád oběti z výšky menší než 10 metrů (66,6 %). Pád z výšky více než 20 metrů byl registrován v pouhých 5 případech (16,5 %). Ve většině případů oběť spadla v blízkosti budovy (76,6 %) a to 1 m od základu budovy.

Pouze v jednom případě bylo tělo nalezeno 8 metrů od budovy, kdy zloděj skočil z terasy ve čtvrtém patře. Aby unikl před policií, provedl skok s krátkým rozběhem.

K většině případů úmrtí v důsledku pádu z výšky došlo u dospělých mužů ve věkové skupině 21–50 let. Většina pádů byla náhodných z balkonů nebo teras. Nejčastější příčinou smrti po dopadu na zem bylo kraniocerebrální poranění hlavy.

Tab. 2 - Vztah mezi výškou pádu a horizontální vzdáleností dopadu těla¹¹⁴

Výška pádu	Vzdálenost dopadu od svislice pádu (m)					Celkem
	0 - 0,5	0,6 - 1	1,1 - 1,5	1,6 - 2	> 2	
0 - 5	4	8	-	-	-	12
5,1 - 10	2	5	-	1	-	8
10,1 - 15	-	2	1	1	1	5
15,1 - 20	-	-	-	-	-	-
20,1 - 25	-	-	-	-	1	2
25,1 - 30	-	1	1	-	-	2
30,1 - 35	-	-	-	1	-	1

4.1 Biomechanická klasifikace pádů

Z pohledu biomechaniky lze třídit pády člověka do nejrůznějších kategorií. Teorie odlišuje především pád ze stoje, pád z výšky a volný pád. Toto rozdělení logicky vychází ze specifíků rozdílných faktorů, které na průběh pádu působí v jednotlivých případech¹¹⁵. **Pád ze stoje** vzniká při překlopení těla kolem překlopné hrany tvořené přímkou, která prochází plochou opory chodidel. Tělo poté padá buď na frontální část či vzad. V těchto případech jsou hodnoty odporu vzduchu naprosto marginální a výška pádu jednotlivých částí těla je rozdílná. Výška, ze které na podložku dopadá hlava, je při pádu vzpřímeného těla přirozeně největší, výška, ze které padají níže umístěné části těla, se pak přímo úměrně snižuje. Nejčastějším úkolem forenzní biomechaniky ve vztahu k pádům ze stoje bývá určení, zda byl pád spontánní či zda byl způsoben úderem. K **pádu z výšky** dochází, pokud se tělo nachází na vyvýšené podložce vzhledem k rovině a dojde-li k překlopení těla kolem překlopné hrany a jeho odpoutání od podložky a následnému pádu. V závislosti na přítomnosti přiložených sil a jejich velikosti se tělo pohybuje buď po parabole, vertikále, ve výjimečných případech po obecné křivce. Jedná se o pády z relativně malých výšek, tedy výšek do sto padesáti

¹¹⁴ KIRAN KUMAR, J. V., SRIVASTAVA, A. K. Pattern of Injuries in fall from Height. *J Indian Acad. Forensic Med.* Jan-March 2013, Vol. 35, No. 1, pp. 47-50.

¹¹⁵ STRAUS, J. *Aplikace forenzní biomechaniky*. Praha: Police History, 2001. STRAUS, J. a kol. *Biomechanika pádu z výšky*. Praha: PA ČR, 2004. STRAUS, J. *Biomechanické aspekty pádů člověka z výšky*. Sborník vědeckých prací „Identifikace potřeb právní praxe jako teoretický základ pro rozvoj kriminalistických a právních specializací“. Karlovy Vary: VŠKV, 2012, s. 288-297.

metrů. Po celou dobu pádu se pohyb těla rovnoměrně zrychluje v závislosti na tíhové konstantě, zároveň lze zanedbat působení odporu vzduchu.

Jako **volný pád** je označován pád těla z velkých výšek nad sto padesát metrů. Pád těla odpovídá do určitého bodu modelu rovnoměrně zrychleného pohybu, jeho rychlost se tedy neustále zvyšuje, až dosáhne svého maxima. Experimentálně bylo prokázáno, že odpor vzduchu stabilizuje vertikální rychlost při pádech z výšky, která je větší než 152 m. Poté se odpor vzduchu vyrovná tíhové síle $F_G = mg$ a rychlost pohybu těla se již dále nezvyšuje.

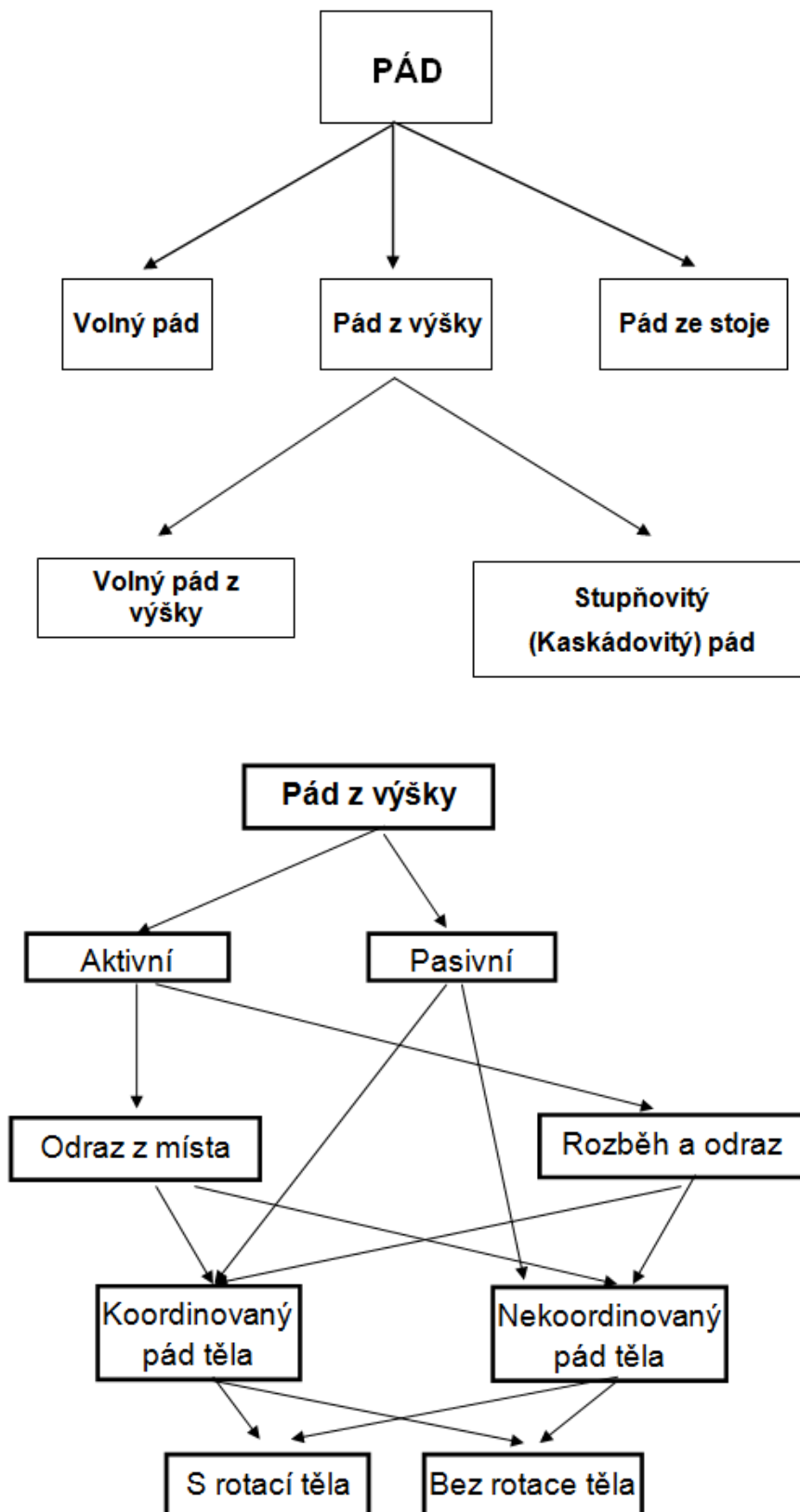
Dále je možné pády klasifikovat podle toho, zda je tělo před vlastním pádem v klidu či v pohybu na pády pasivní a aktivní. Při **pasivních pádech** je tělo před opuštěním opory v klidu a jeho pád je v podstatě determinován pouze tíhovým zrychlením. Při **pádech aktivních** je tělo před pádem a v okamžiku odpoutání od podložky v pohybu a kromě tíhového zrychlení je dále urychlováno dalšími silami. Tyto působící síly vznikají buď vlastní aktivní činností člověka, nebo působením jiných subjektů, nejčastěji druhé osoby. Průběh pádu závisí zejména na působišti a orientaci vektoru působící síly a na tom, jakým způsobem je přidáno jeho urychlení.

Průběh pádu je determinován již při odpoutání těla od podložky. Od tohoto okamžiku může tělo až do okamžiku dopadu nabývat buď vertikální či horizontální polohu, během pádu může také rotovat. Rotace může nastat jak u pasivních, tak aktivních pádů. Její přítomnost závisí na různých faktorech, nejčastěji však na poloze těžiště těla při odpoutání od podložky a na velikosti, směru a působišti přiložených sil, zejména jestli tyto síly působí na těžiště těla či mimo něj. Pokud v cestě pádu stojí jiná tělesa tvořící překážky, například části terénu, budov, balkony, vozidla, apod., dochází k tzv. **kaskádovitému pádu**, při němž dojde k naražení těla do překážky a ke změně jeho dráhy. Tělu je tak udělena sekundární rotace. Vlivem nárazu může dojít ke zpomalení pádu. Při dopadu těla na zem většinou vlivem silného úderu na určitou část těla dochází v závislosti na výšce, ze které tělo padá, k různě závažným poraněním. První kontakt těla po pádu s podložkou označujeme jako **primární dopad**. V místě primárního dopadu působí na lidské tělo zpravidla velmi vysoká dynamická složka vektoru síly, která je dána dopadovou rychlostí, hmotností těla a mechanickými vlastnostmi (např. elasticitou) dopadové plochy.¹¹⁶ Následný dopad ostatních částí těla označujeme jako **sekundární dopad**. Při sekundárním dopadu již zpravidla působí na dopadající části těla menší rázové složky síly, protože největší energie již byla pohlcena v místě primárního dopadu. Při vertikální poloze těla v průběhu pádu dochází nejčastěji k dopadu na nohy (zejména na paty), na oblast kolen, hýždě či hlavu. Pokud tělo padá v horizontální poloze, připadá v úvahu dopad na přední, zadní či boční část těla.¹¹⁷ Rozsah poranění závisí na síle úderu, která je dána rychlostí těla v době dopadu, kontaktní ploše těla a podložky, mechanických vlastnostech a tvaru dopadové plochy, úhlu dopadu a charakteru tkáně, které byly úderem zasaženy. Síla úderu působícího destrukci organismu je kromě výše uvedených faktorů, jako je hmotnost těla a jeho dopadová rychlost, závislá také na délce časového úseku, během něhož

¹¹⁶ PORTER, K. *Free fall trauma*. Trauma. 2006, č. 8. 157-167. ISSN 1460-4086 [online]. 2012 [cit. 20.2.2012]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1556.4029.2005.00026.x/abstract>

¹¹⁷ STRAUS, J. *Biomechanika pádu z výšky*. Praha: Policejní akademie České republiky, 2004. ISBN 80-7251-149-1, s. 26.

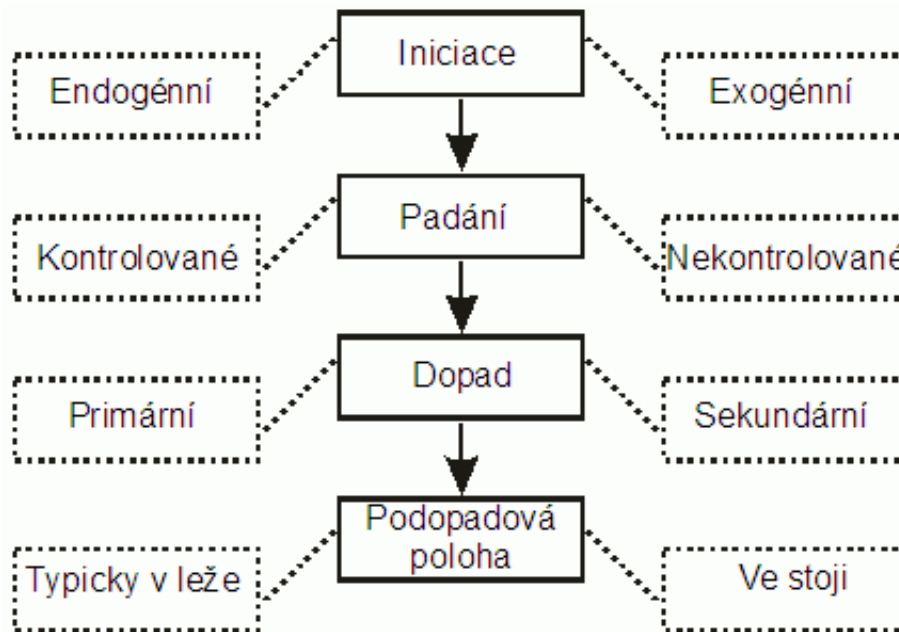
rychlost těla nabývá nulovou hodnotu. Z toho plyne, že čím tvrdší bude dopadová plocha, tím větší destrukční účinek nastane.



Obr. 4.1 - Klasifikace pádů

Pádovou techniku je možné z biomechanického pohledu rozdělit na 4 fáze:

- Iniciace
- Padání
- Dopad
- Podpadová poloha



Obr. 4.2 - Biomechanika pádových technik ¹¹⁸

Studium biomechaniky pádu lidského těla bylo studováno v několika zahraničních zdrojích. Přístupy řešení lze shrnout do třech základních skupin metod řešení:

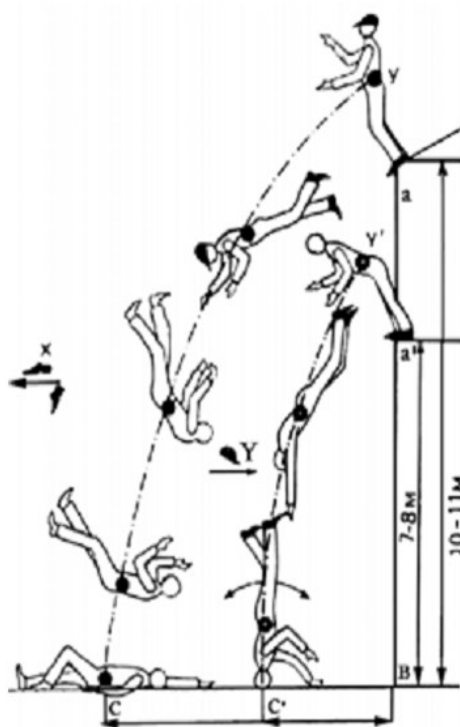
1. Experimenty s biomechanickou figurínou – většinou se jednalo o experimenty s tuhou figurínou, která se lidskému jedinci blížila pouze hmotností a výškou.
2. Experimenty s dobrovolníky – byly realizovány pády a skoky figurantů do bazénu s vodou, v některých případech se jednalo o skoky dobrovolníků z velmi malé výšky (0,5 m).
3. Experimenty formou počítačové simulace.

V dalším textu uvedu základní přístupy biomechanického zkoumání pádu těla z výšky.

Objektivní interpretace mechanismu zranění je nemožná bez správného a rychlého ohledání místa činu. Specifičnost ohledání místa pádu je způsobena nalezením důkazů nepřímo potvrzujících možnost pádu těla z výšky. Ohledání se doporučuje provádět v určitém pořadí. Nejdříve se provede ohledání těla (mrtvolý), to znamená, že ohledání začíná od mrtvolý, poté od místa jejího objevení, od místa pádu, vyčnívajících objektů podél předpokládané dráhy letu. V případě, že po dopadu těla byl poškozený odvezen záchranou službou do nemocnice a při ohledání není možno

¹¹⁸ *Biomechanika pádových technik* - Fakulta tělesné výchovy. [online]. Copyright © Radim Pavelka, Jaroslav Stich, 2017 [online]. [cit. 04.03.2020]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-2144.html>

přesně změřit polohu poškozeného, pak je nutné vycházet z výpovědí svědků, kteří byli na místě pádu jako první. Významná je také výpověď zdravotníků a lékařů záchranné služby, mohou významně přispět k popisu polohy těla v místě nálezu. Při stanovení polohy mrtvoly je obzvláště důležité přesné určení vzdáleností od průsečíku klesajícího kolmo k nárazové ploše k parietální oblasti hlavy, těžiště těla a plantární plochy nohou mrtvoly, jakož i měření úhlu, ve kterém je tělo k rovině klesající kolmice (obr. 4.3).



Obr. 4.3 - Trajektorie pádu figuríny v závislosti na výšce pádu a směru následného nárazu (podle A. N. Lebedeva)¹¹⁹

Podle obr. 4.3 je možné vyznačit YC – pád z výšky 10–11 metrů; Y^1C^1 – pád z výšky 7–8 m.; B – základna kolmice, CB – vzdálenost (2,7 m) od těžiště figuríny do základny kolmice při pádu z výšky 10–11 m.; C^1B^1 – vzdálenost (1,8 m) od místa projekce těžiště figuríny v okamžiku primárního dopadu na podložku, kolmice při pádu z výšky 7–8 m.; X – směr „odletu“ obuvi, Y - směr „odletu“ pokrývky hlavy. Tyto údaje v konečném důsledku poskytují informaci vyjádřit odůvodněné stanovisko k možnosti nebo nemožnosti pádu za okolností uvedených v spisu. Pro správné posouzení vzdálenosti od mrtvoly k základně konstrukce je třeba mít na paměti následující možné možnosti volného pádu:

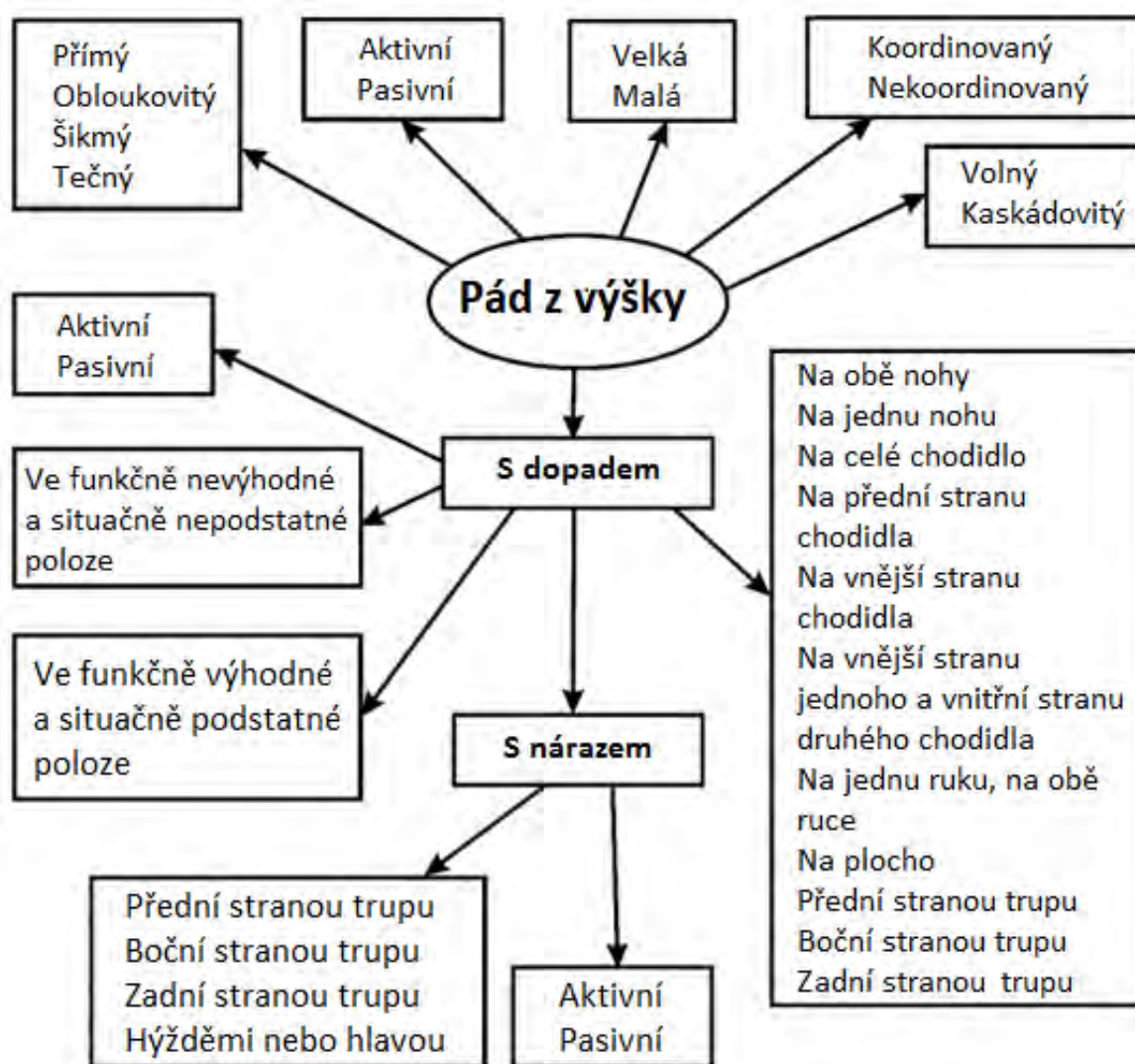
- k pádu dochází, když se vertikálně stojící osoba otáčí kolem vodorovné osy procházející středem otáčení. Díky rotačnímu pohybu je tělo, které bylo zrychleno, posunuto ve vzdálenosti od osy v procesu volného pádu. Tato vzdálenost je částečně závislá na výšce, ve které k pádu dochází. Praktická

¹¹⁹ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/208-osmotr-mesta-proisshestviya-pri-padenii-s-vysoty.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

pozorování ukázala, že při pádu z výšky 15–20 m může být tělo ve vzdálenosti 4 až 5 m od základny konstrukce;

- k pádu dochází podél linie, která je pokračováním vertikální osy těla. To se stává častěji v případech, kdy oběť drží ruce na jakémkoli vystupujícím povrchu a pod jeho nohama není žádná opora. Tělo oběti bude zpravidla v těsné blízkosti základny struktury;
- k pádu dochází v důsledku skoku osoby z výšky nebo působením síly jinou osobou. V takových případech, v závislosti na výšce pádu a velikosti působící síly, může být tělo ve značné vzdálenosti od místa ztráty kontaktu.

Klasifikovat pády z výšky, rozlišit následující typy, možnosti a dílčí možnosti zranění umožňuje například klasifikace podle následujícího rozdělení¹²⁰.



Obr. 4.4 - Klasifikace pádů z výšky¹²¹

¹²⁰ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/208-osmotr-mesta-proisshestiya-pri-padenii-s-vysoty.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

¹²¹ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/208-osmotr-mesta-proisshestiya-pri-padenii-s-vysoty.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

Při biomechanickém hodnocení pádu těla z výšky je nutné přihlížet k typu zranění, závažnosti zranění a místa zranění na těle poškozené osoby. Z těchto informací lze predikovat primární místo nárazu při dopadu na podložku. Z hlediska teorie forenzní biomechaniky je nutné klasifikovat typy pádů z hlediska výchozí polohy, průběhu a dopadové polohy těla¹²². V závislosti na vlastnostech pádu z výšky je vhodné podmíněně rozdělit na volný pád a kaskádovitý pád.

Volným pádem rozumíme takový pád, při kterém lidské tělo během letu, pohybující se z místa ztráty kontaktu do okamžiku dopadu, nenarazí na žádné překážky a poškození těla dochází až v okamžiku dopadu na dopadovou plochu.

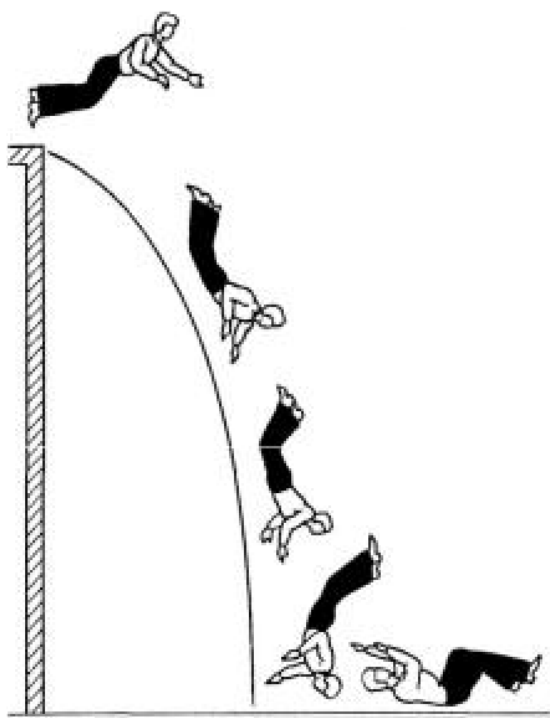
Kaskádovitý pád je takový, při kterém dochází v průběhu pádu (letu těla) ke kontaktu s překážkou ještě před dopadem na dopadovou plochu.

V závislosti na tom, zda byla osoba před pádem urychlena nebo ne, je vhodné rozdělit všechny případy pádu na dvě další skupiny, a to pád z výšky s předběžným působením vnější síly (aktivní pád) a pád z výšky bez působení vnější síly (pasivní pokles). Zrychlení je nejčastěji sděleno do těla vnější silou (osoba, nějaký předmět atd.). Oběť však může také sám urychlit, například skokem, odstrčením od parapetu atd.

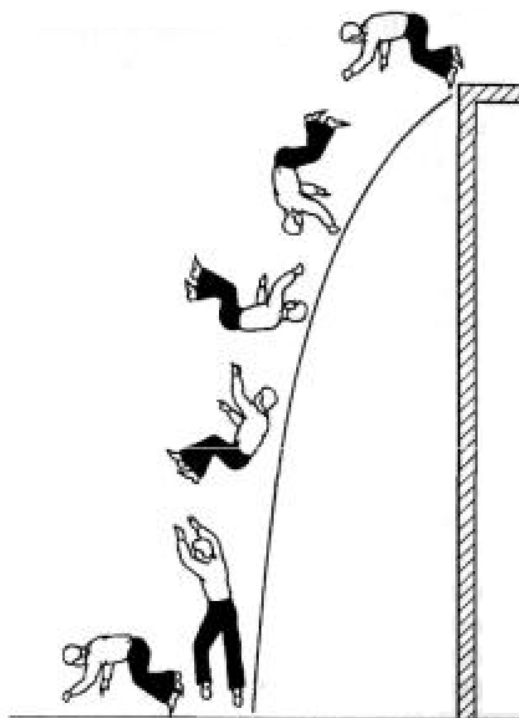
Trajektorie padající osoby, vzdálenost dopadu a místo dopadu závisí na mnoha podmínkách, jako jsou - poloha před pádem, mechanismus ztráty kontaktu, typ pádu, poloha těla v době letu a při dopadu, místa působení vnější síly atd.

Při pádu z výšky, bez ohledu na typ a způsob přistání, se rozlišují dvě skupiny poškození – lokální a vzdálené. Lokální poškození se vytváří v místě přímého působení síly v okamžiku srážky těla s předměty během pádu nebo s přistávací plochou. Ke vzdálenému poškození dochází v jedné nebo druhé vzdálenosti od místa působení síly. Podle toho, v jaké fázi pádu dojde k lokálnímu poškození, se dělí na místní primární, místní sekundární atd. Studium mechanismu výskytu poškození, jejich morfologických charakteristik, lokalizace a kombinace umožňuje identifikovat jasné komplexy (skupiny) poškození v závislosti na typu pádu, způsobu přistání a následném pohybu těla. Velmi přehledně jsou pro forenzně biomechanické hodnocení znázorněny varianty na následujících obrázcích

¹²² TOMILIN, V.V., PAŠINJAN, G.A. *Rukavodstvo po sudebnoj medicině*. <https://studfile.net/preview/6703217/page:12/> [online]. [cit. 2020-05-28].



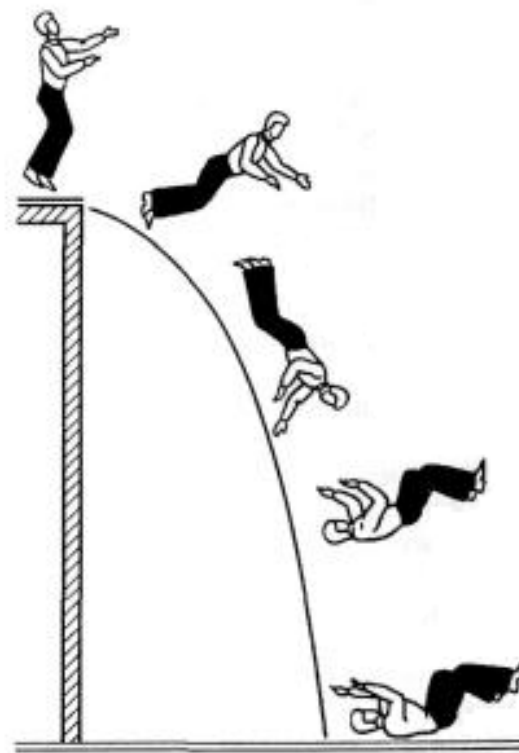
Obr. 4.5 - Mechanismus pádu z výšky s rotací těla vpřed s primárním dopadem na hlavu a sekundárním dopadem na záda



Obr. 4.6 - Mechanismus pádu z výšky s rotací těla vpřed s primárním dopadem na chodidla a sekundárním dopadem na horní končetiny a přední plochu těla



Obr. 4.7 - Mechanismus pádu z výšky s rotací těla vzad s primárním dopadem na přední plochu těla



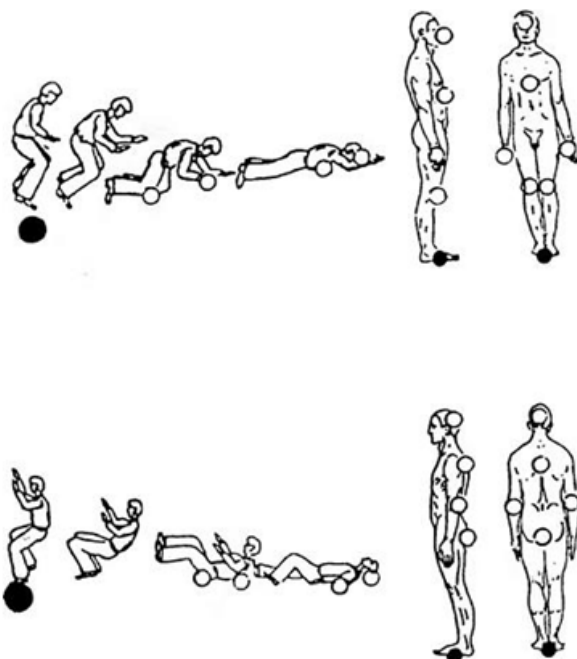
Obr. 4.8 - Mechanismus pádu z výšky s rotací těla vpřed s primárním dopadem na zadní plochu těla



Obr. 4.9 - Lokalizace místa zranění těla (primární a sekundární) při dopadu na chodidla



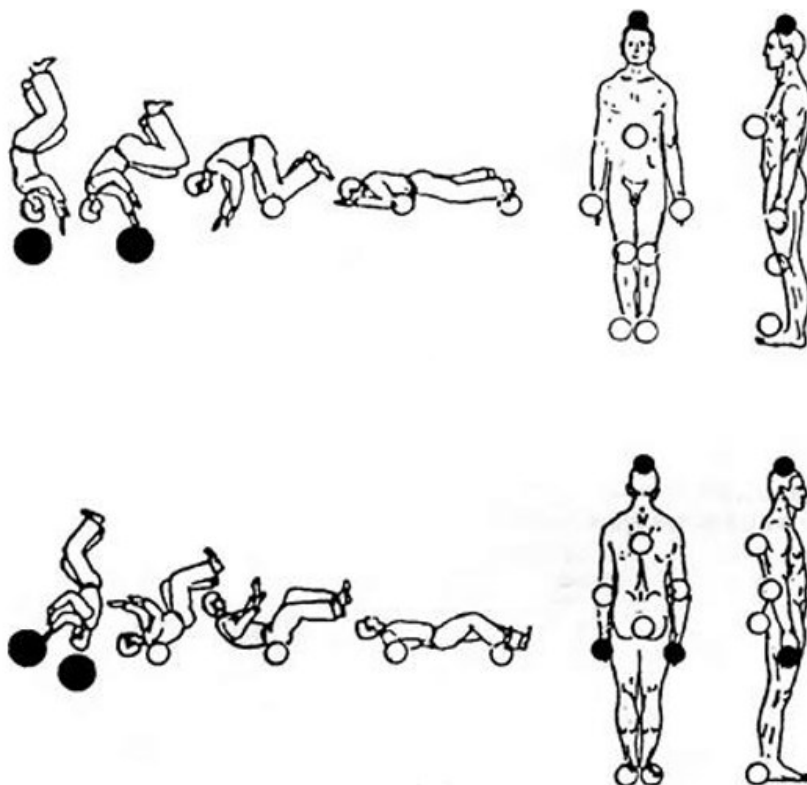
Obr. 4.10 - Lokalizace místa zranění (primární a sekundární) těla při dopadu na hlavu



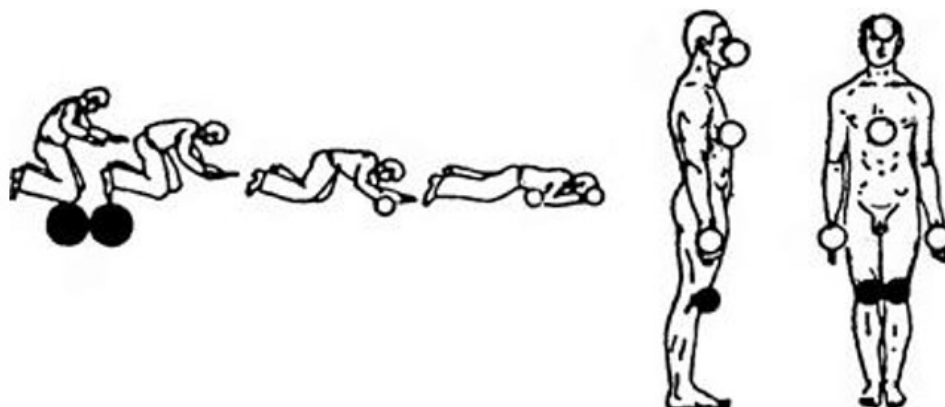
Obr. 4.11 - Lokalizace primárních a sekundárních zranění v důsledku pádu osoby s dopadem na nohy, následně s pohybem těla vpřed nebo vzad^{123,124}

¹²³ <https://studfile.net/preview/6010686/page:2/> [online]. [cit. 2020-05-29].

¹²⁴ SOLOCHIN, A.A. Aktualnoje voprosy mehanogenezu povrežděniji pri paděnija s vysoty. *Sudebno medicinskaja expertiza*, 3, 1984, XXVII, s. 7–10.



Obr. 4.12 - Lokalizace primárních a sekundárních zranění v důsledku pádu osoby s dopadem na hlavu, následně s pohybem těla vpřed nebo vzad^{125,126}



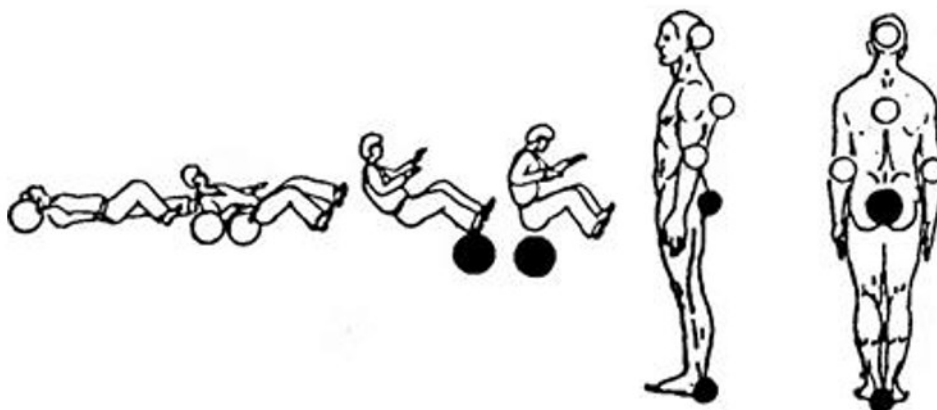
Obr. 4.13 - Lokalizace primárních a sekundárních zranění v důsledku pádu osoby s dopadem na kolena, následně s pohybem těla vpřed^{127,128}

¹²⁵ <https://studfile.net/preview/6010686/page:2/> [online]. [cit. 2020-05-29].

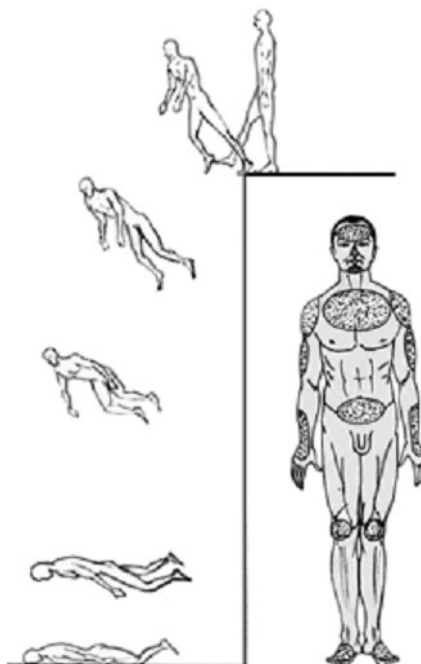
¹²⁶ SOLOCHIN, A.A. Aktualnoje voprosy mehanogenez a povrežděniji při paděnija s vysoty. *Sudebno medicinskaja ekspertiza*, 3, 1984, XXVII, s. 7–10.

¹²⁷ <https://studfile.net/preview/6010686/page:2/> [online]. [cit. 2020-05-29].

¹²⁸ SOLOCHIN, A.A. Aktualnoje voprosy mehanogenez a povrežděniji při paděnija s vysoty. *Sudebno medicinskaja ekspertiza*, 3, 1984, XXVII, s. 7–10.



Obr. 4.14 - Lokalizace primárních a sekundárních zranění v důsledku pádu osoby s dopadem na dolní končetiny a hýždě, následně s pohybem těla vzad^{129, 130}

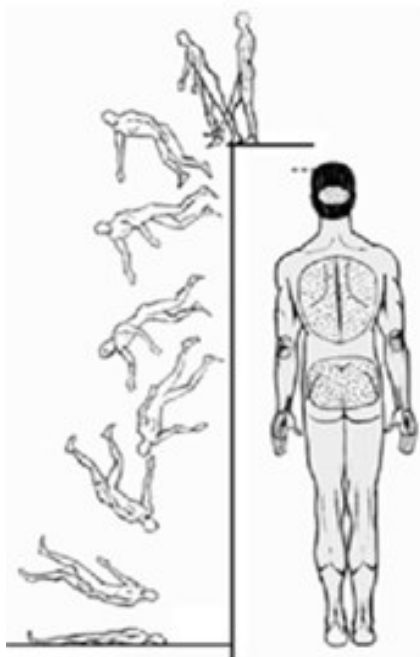


Obr. 4.15 - Mechanismus vzniku traumatu a lokalizace poranění při pasivním volném nekoordinovaném pádu s dopadem na plochu na přední stranu trupu¹³¹

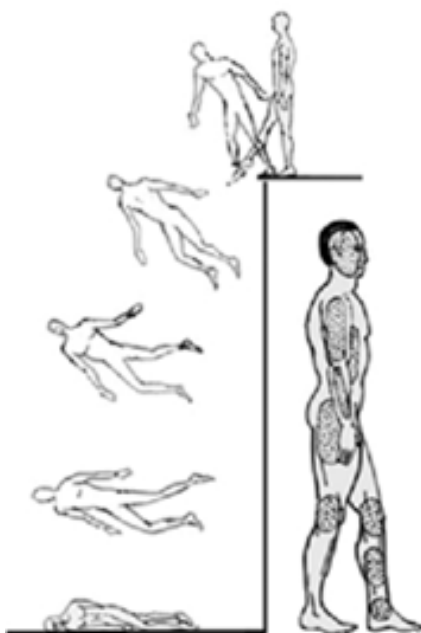
¹²⁹ <https://studfile.net/preview/6010686/page:2/> [online]. [cit. 2020-05-29].

¹³⁰ SOLOCHIN, A.A. Aktualnoje voprosy mehanogenez a povrežděnniji při paděnnija s vysoty. *Sudebno medicinskaja expertiza*, 3, 1984, XXVII, s. 7–10.

¹³¹ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].



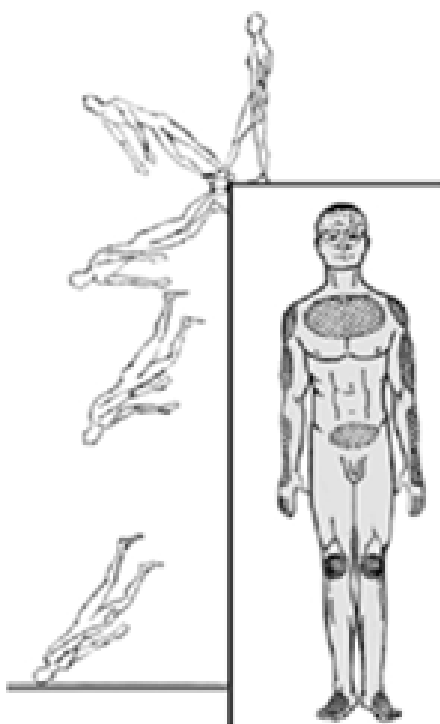
Obr. 4.16 - Mechanismus (mechanismus vzniku) traumatu a lokalizace poranění při pasivním volném nekoordinovaném pádu s dopadem na plochu na zadní stranu trupu¹³²



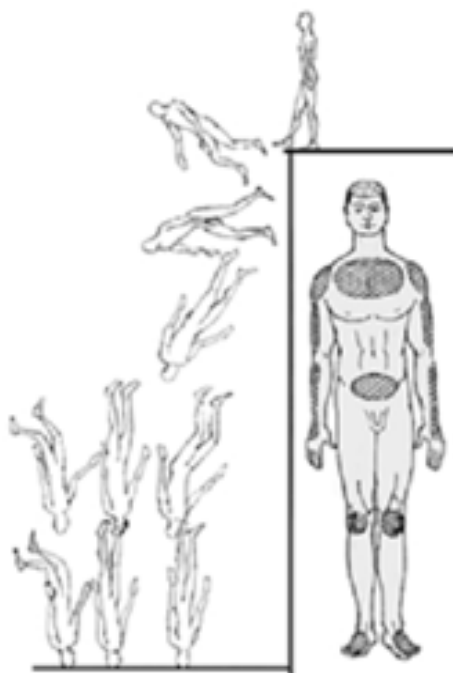
Obr. 4.17 - Mechanismus vzniku traumatu a lokalizace poranění při pasivním volném nekoordinovaném pádu s dopadem na plochu na boční stranu trupu¹³³

¹³² <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

¹³³ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].



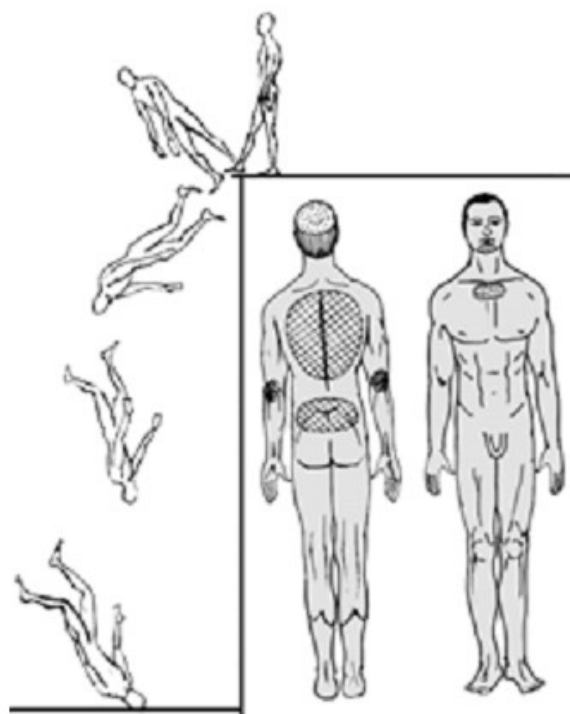
Obr. 4.18 - Mechanismus vzniku traumatu a lokalizace poranění při pasivním volném nekoordinovaném pádu s dopadem na temeno hlavy s následujícím nárazem přední strany trupu¹³⁴



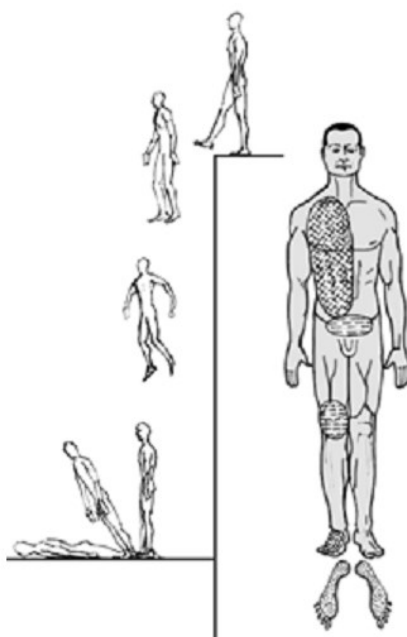
Obr. 4.19 - Mechanismus vzniku traumatu a lokalizace poranění u zemřelých při pasivním volném nekoordinovaném pádu s dopadem na temeno a týl hlavy s následujícím nárazem přední strany trupu¹³⁵

¹³⁴ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

¹³⁵ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].



Obr. 4.20 - Mechanismus vzniku traumatu a lokalizace poranění u zemřelých při pasivním volném nekoordinovaném pádu s dopadem na temeno a týl hlavy s následujícím nárazem zadní strany trupu¹³⁶



Obr. 4.21 - Mechanismus vzniku traumatu a lokalizace poranění při aktivním volném koordinovaném pádu s aktivním dopadem na celé chodidlo, s následujícím pasivním dopadem a nárazem povrchu trupu¹³⁷

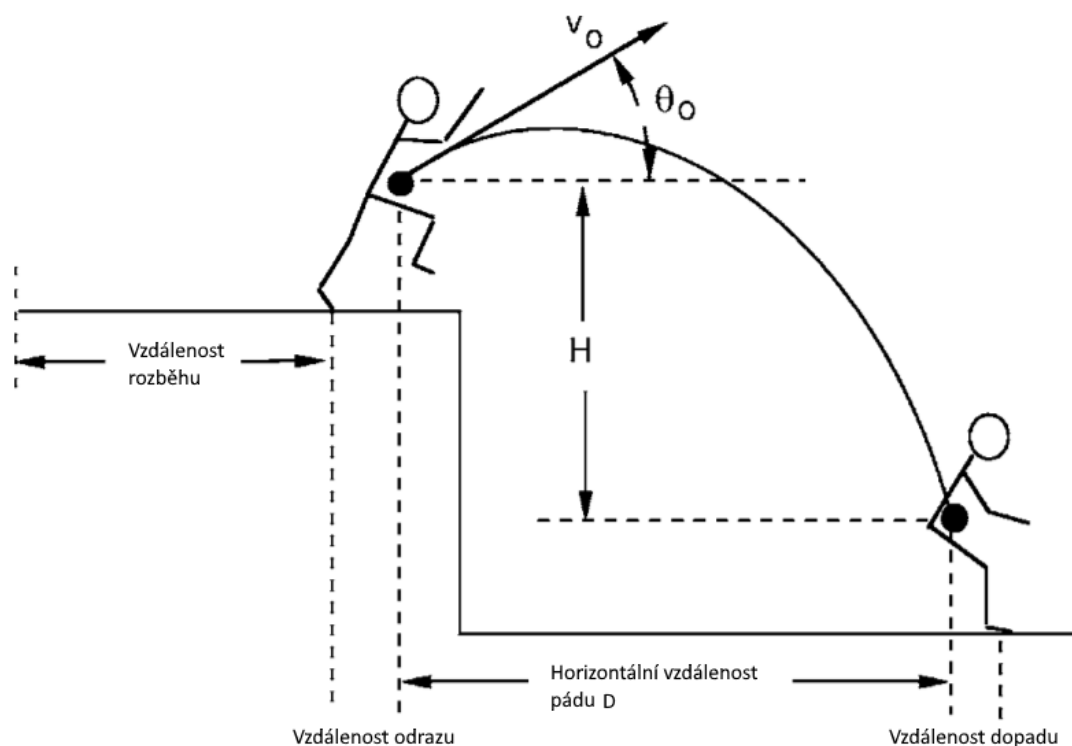
¹³⁶ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

¹³⁷ <http://sudebnaja.ru/travma-pri-padenii/209-padenie-s-vysoty-s-prizemleniem-plashmya.html> [online]. [cit. 2020-05-28].

4.2 Skok s rozběhem a skok z místa – literární údaje

V literatuře byla publikována studie, která se zabývala třiceti případy úmrtí v důsledku pádu z výšky. Informace o zranění, včetně výšky pádu a umístění těla od základu budovy (horizontální vzdálenost) byla získána z policejních vyšetřovacích spisů. Dále bylo provedeno dotazování příbuzných a zasahujících policistů. Výška pádu a vzdálenost dopadu těla byly potvrzeny měřením osobně na místě činu, a to pro každý studovaný případ osobně.¹³⁸

Kinematickými parametry skoku a pádu těla z výšky se zabývá omezené množství studií. Téměř všechny experimentální práce byly realizovány s dobrovolníky při skocích nebo pádech do bazénu s vodou. Pohyb těla byl filmován videokamerou a poté vyhodnoceny parametry pádu, zejména horizontální složky rychlosti v okamžiku ztráty kontaktu. Studie publikována CROSS¹³⁹ uvádí hodnoty aktivního skoku čtyř žen, sportovkyň. Dobře trénovaných atletek. Skoky se uskutečnily s rozběhem 4 m, 4,5 m, 5 m a po rozběhu 20 m sprintu. Skoky se prováděly do bazénu s vodou, data skoku byla filmována a analýzou záznamu byly zjištěny horizontální složky rychlostí.



Obr. 4.22 - Schéma skoku z výšky. Upraveno podle CROSS 2008¹⁴⁰

Při výpočtu trajektorie pádu (obr. 4.22) je třeba zohlednit vzdálenost odrazu, letu i dopadu těla, abychom mohli odhadnout počáteční rychlost odrazu. Posouzení možné

¹³⁸ KIRAN KUMAR, J. V., SRIVASTAVA, A. K. Pattern of Injuries in fall from Height. *J Indian Acad. Forensic Med.* Jan-March 2013, Vol. 35, No. 1, pp. 47-50.

¹³⁹ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp. 833-837.

¹⁴⁰ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp. 833-837.

vzdálenosti rozběhu a atletických schopností zemřelého nám pomohou posoudit, zda je takový skok v lidských silách.

Úkolem figurantů bylo provedení skoku po předcházejícím rozběhu a plaveckém skoku po rozběhu. Skoky byly provedeny z okraje bazénu s vodou. Rozběhové vzdálenosti byly 4 m, 4,5 m a 5 m, a také skok po sprintu na vzdálenost 20 m. Rozběh byl proveden na rovném povrchu. Figuranti byli atleticky trénovaní jedinci. Pohyb byl filmován na kameru a poté byla vyhodnocena horizontální složka rychlosti ve fázi odrazu. Schéma skoku je uvedeno na obr. 4.22 a jsou uvedeny výsledky horizontálních složek rychlostí skoku v závislosti na délce rozběhu. Z grafu je vidět, že při rozběhu ze čtyř metrů a následného skoku byly zjištěny hodnoty pro horizontální složku rychlosti pod 4,5 m/s.

Výpočet trajektorie pádu

Pokud předpokládáme, že osoba dopadne ve vzdálenosti $d = 9$ m od budovy, ze které skákala a poté padala z výšky $h = 30$ m. Pak doba pádu je $t = \sqrt{2h/g} = 2,474$ s a horizontální rychlost po odrazu je $v_x = d/t = 3,64$ m/s. Pokud jediné možné místo, ze kterého se mohla osoba odrazit, je úzká římsa pod otevřeným oknem, je možné, že by se mohl dotýčný z místa odrazit rychlostí 3,64 m/s, případně seskočit, či být touto rychlostí vystrčen z okna? Abychom mohli tuto otázku zodpovědět, musíme nejprve zlepšit naše odhady, které jsme získali aplikací jednoduchých fyzikálních rovnic. Následně musíme provést měření horizontální rychlosti typického skoku, seskoku a vystrčení z okna s ohledem na atletické schopnosti zemřelého a každého známého podezřelého.

Horizontální vzdálenost, kterou osoba urazí od místa skoku k místu prvního dopadu, se dá rozdělit na tři komponenty – vzdálenost odrazu, letu a dopadu. Vzdálenost letu je horizontální vzdálenost, kterou urazí hmotný střed osoby (těžiště) ve vzduchu, tedy když se tělo nedotýká země ani místa odrazu. Vzdálenost odrazu D je horizontální vzdálenost od těžiště těla k místu odrazu, typicky styčný bod nohy a místa odrazu, přesně ve chvíli, kdy tělo opustí odrazové místo. Těžiště může být 0,5 m za útesem, nebo budovou ve chvíli, kdy tělo přejde do pádu. Vzdálenost dopadu dL je horizontální vzdálenost od těžiště k místu na těle, kde dojde k prvnímu kontaktu s místem dopadu a taktéž může být okolo 0,5 m. Z toho vyplývá, že horizontální rychlost odrazu potřebná k dopadu jednoho metru od místa skoku je nula, protože osoba může do této vzdálenosti dopadnout jednoduše tím, že udělá krok vpřed z místa skoku, aniž by se odrazila. Předpokládejme, že těžiště těla během letu vzduchem urazí vertikální vzdálenost H (výšku) a horizontální vzdálenost D , jak je vidět na obrázku 4.22.

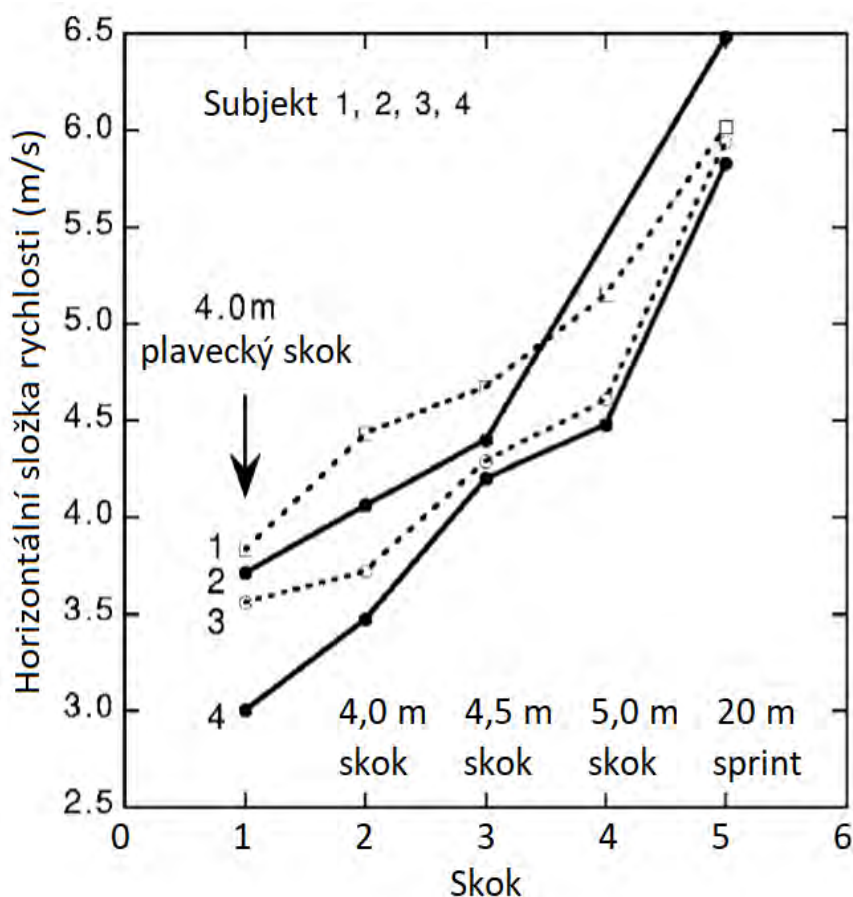
Pokud zanedbáme vlivy prostředí jako odpor vzduchu a vítr, hodnota H a D je dána především počáteční rychlostí v_0 a úhlem odrazu θ_0 jak ukazuje následující vzorec:¹⁴¹

$$D = \frac{v_0^2 \sin(2\theta_0)}{2g} \left[1 + \left(1 + \frac{2gH}{v_0^2 \sin^2 \theta_0} \right)^{1/2} \right]$$

¹⁴¹ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp. 833-837.

Ten se změní na dobře známý vzorec $D = v_0^2 \sin(\theta_0/g)$ pokud je $H = 0$. Z toho lze odvodit, že maximálního doletu u malých objektů dosáhneme při $\theta_0 = 45^\circ$ za předpokladu, že $H = 0$. U skoků lidí z výšky je však maximální dolet, pokud θ_0 okolo 25° , částečně kvůli výšce H , která je větší než 0, ale především kvůli tomu, že lidé při skoku nedokážou dosáhnout tak veliké vertikální rychlosti jako horizontální, kterou mohou získat rozběhem. Při pádu z útesu, nebo výškové budovy je maximální délka letu při odrazu pod úhlem $\theta_0 = 15^\circ$. Vzdálenost dopadu je dána horizontální rychlostí odrazu násobenou časem ve vzduchu. Pokud je počáteční výška veliká, pak je čas letu dán především právě výškou, zatímco horizontální rychlost odrazu je maximální, pokud dojde k odrazu co nejvíce vodorovně. Úhel odrazu není typicky znám u případů skoků z výšky, ale při výpočtu vzdálenosti dopadu nehraje až tak zásadní roli, pokud uvažujeme jeho hodnotu v mezích, které jsou pro lidské skoky běžné. V důsledku toho můžeme získat slušný odhad počáteční horizontální rychlosti, nebo alespoň minimální počáteční horizontální rychlosti skoku, a to i v případě, že přesné místo odrazu není známo.

Odpor vzduchu způsobuje pouze malé odchylky od hodnoty získané z rovnice, a to samé platí i pro zadní nebo čelní vítr. Hlavní síla, působící na tělo při pádu z výšky, je gravitace.



Obr. 4.23 - Graficky znázorněné výsledky horizontálních složek rychlostí skoku v závislosti na délce rozběhu¹⁴²

¹⁴² CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp. 833-837.

Hodnoty rychlostí běhu a skoků jsou snadno dostupné u vrcholových sportovců, ale jinak je tomu u běžných lidí. Průměrné rychlosti rozběhů a skoků nejsou běžně dostupné a stejně tak data, jak velkou silou jsou průměrní jedinci schopni vystrčit nebo vyhodit jiného člověka, nejsou snadno získatelná. Navíc je nepravděpodobné, že se vyšetřovatelům podaří získat nějaká data o atletických schopnostech oběti. Nicméně je možné udělat odhady možností člověka průměrných atletických schopností a ověřit tak, zda vyšetřovaný pád z výšky je pro takového člověka realizovatelný. Horizontální složka rychlosti odrazu a letu byla získána z parametrů dopadu těžiště těla a výšky pádu. Výsledky jsou uvedena na obr. 2, vyjadřuje horizontální rychlosti startu pro čtyři dospělé ženy, s rozběhovou vzdáleností od 4 do 5 m, a rychlost běhu po 20 m běhu. Data z 20 m běhu ukazují, že všechny čtyři ženy byly nadprůměrné z hlediska atletické schopnosti, jak bylo zjištěno z mnohem většího vzorku žen.

Úkoly pro probandy se skládaly ze skoků nohama i hlavou napřed z okraje bazénu po rozběhu ze vzdáleností 4 až 5 m. Dále pak z běhu 20 m a následného skoku do bazénu. Získaná data se pak porovnála s větším vzorkem lidí provádějící obdobné úkony, aby se ověřilo, že nikdo z měřených subjektů nedosahuje úrovně profesionálního sportovce. Další měření bylo provedeno pro strčení nebo hození člověka. Ukázalo se, že je možné postrčit někoho vpřed rychlostí pouze okolo 1,5 m/s. Při zkoumání hození člověka se zjistilo, že silný muž dokáže hodit šedesát kilogramů vážící ženu do bazénu rychlostí do 4,8 m/s v závislosti na mužově síle a technice. Maximální rychlosti se dosáhlo, když měl muž možnost krátkého rozběhu a žena byla hozena hlavou napřed v rovině svého těžiště tak, aby se minimalizovala rotační energie. Dalším ze zkoumaných způsobů hodů byla situace, kdy dva muži drželi ženu za nohy a ruce. Po rozhoupání ji odhodili do bazénu. Rychlost hodů se pohybovala okolo 2,7 m/s.

Pokud se člověk rozebíhá ze 100 m vzdálenosti, nejvyšší rychlosti dosáhne mezi 30 až 40 m. Rychlost běhu neroste lineárně s časem a po pětmetrovém rozběhu dosáhne přibližně 75 % maximální rychlosti. Pokud osoba po 5 m rozběhu skočí ve stejném směru, sníží se horizontální rychlost asi o 0,5 m/s v důsledku zapření přední odrazové nohy, což způsobí třecí sílu opačnou ke směru běhu. Pokud je skok proveden za stejných podmínek, avšak hlavou napřed, sníží se rychlost o dalších 0,4 m/s kvůli tomu, že část energie je transformována do rotačního pohybu¹⁴³.

Běh a skoky na nakloněném povrchu je třeba měřit zvlášť. Většina lidí dokáže po krátkou vzdálenost běžet i na lehce nakloněné rovině stejně rychle jako na rovném povrchu, ačkoli při odrazu po běhu do kopce je patrné výrazné snížení rychlosti skoku. Dochází k tomu, kvůli normálové reakční síle, jež v tomto případě působí částečně v opačném směru k pohybu těla. Jako příklad můžeme uvést experiment s šesti ženami, které běžely vzdálenost 20 m co možná nejvyšší rychlostí po dráze, kde prvních 15 m byla rovina a posledních 5 m mělo stoupání 5°. Na konci dráhy byl zjištěn průměrný pokles rychlosti o 6 % ve srovnání s během po rovině. Pokud ženy provedly skok na konci dráhy, jejich horizontální rychlost byla o 9 až 15 % nižší oproti stejnému úkonu bez stoupání¹⁴⁴.

¹⁴³ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp 833-837.

¹⁴⁴ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp 833-837.

Tabulka 2 – Hodnoty horizontálních složek rychlostí pro čtyři trénované ženy, s rozběhovou vzdáleností od 4 do 5 m, a rychlost běhu po 20 m běhu¹⁴⁵

Typ skoku	Horizontální složka rychlosti (m/s)	
	Minimální	Maximální
Plavecký skok s rozběhem 4 metrů	3,0	3,8
Skok s rozběhem 4 metrů	3,4	4,4
Skok s rozběhem 4,5 metrů	4,2	4,7
Skok s rozběhem 5 metrů	4,5	5,2
Skok s rozběhem po sprintu 20 metrů	5,8	6,5

K této studii a výsledkům je možné poznamenat, že získané hodnoty prezentují hraniční maximální hodnoty. Figurantky byly velmi dobře trénované atletky a všechny skoky byly provedeny s maximálním úsilím.

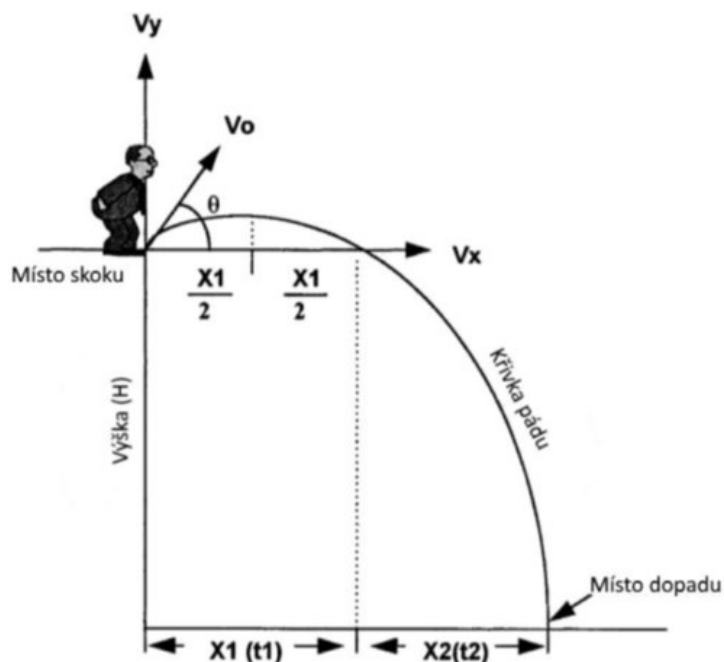
Další publikovaná studie (SHAW, HSU) si dala za cíl prozkoumat dva druhy skoků.¹⁴⁶ Při zkoumání skoků z běhu a skoků z místa bylo využito biomechanických měření. Třináct dobrovolníků bylo rozděleno do dvou skupin na plavce (skok z místa) a běžce (skok z běhu). Tři členové plavecké skupiny skákaly různými styly z místa a deset členů běžecké skupiny provedlo skok po běžeckém startu. K měření hodnot bylo využito víceúčelového polygrafu, tenzometru (měří mechanické napětí a deformaci), elektrogoniometru (měří úhel, například ohnutí kolene) a podložky měřící sílu k určení počátečního bohu během měření rychlosti. Skok z běhu byl zahájen po uběhnutí 20 metrů. Skok z místa byl prováděn třemi různými způsoby plaveckých startů. Naměřená horizontální a vertikální rychlost byla následně zaznamenána společně s dobou trvání a úhlem skoku. Každý z účastníků provedl tři skoky po dvou pokusných. Naměřená data byla následně zprůměrována včetně průměrné odchylky.

Teoretický předpoklad pro výpočet způsobu skoku

Pro výpočet způsobu skoku můžeme využít princip volného pádu s konstantním gravitačním zrychlením (g), volitelnou počáteční rychlostí (V_0) a volitelnou výškou (H). Vzorec pro základní výpočet volného pádu je $H = \frac{1}{2}gt^2$, kde (H) je vzdálenost od bodu dopadu do bodu skoku a (t) je doba pádu od odrazení do dopadu. Detailněji je princip skoku znázorněn na obr. 4.24, kde (X) označuje horizontální vzdálenost uraženou během skoku, jež se skládá z horizontální vzdálenosti (X_1) uražené nad místem odrazu a vzdálenosti (X_2) uražené pod místem odrazu.

¹⁴⁵ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp 833-837.

¹⁴⁶ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences.* 1998; 43/4, s. 765-771.



Obr. 4.24 - Znárodnění volného pádu. Pád z výšky (H) do horizontální vzdálenosti (X) od místa skoku je možné vypočítat pomocí času pádu (t), počáteční rychlosti (V_0), úhlu skoku (θ), kterou lze rozdělit na horizontální rychlost (V_x) a vertikální rychlost (V_y)

Vzdálenost (X) můžeme vypočítat z počáteční rychlosti (V_0) a úhlu odrazu (θ). Podle Newtonových zákonů je změna pohybu tělesa přímo úměrná síle, která na něj působí, v našem případě silou odrazu (V_0), a směr pohybu je dán směrem síly na těleso působící, což je v našem případě úhel odrazu (θ). Abychom mohli použít vzorec pro výpočet volného pádu, musíme nejprve počáteční rychlost rozdělit na vertikální (V_y) a horizontální (V_x) složku. Následně můžeme použít vzorce 1 a 2 pro výpočet dráhy pohybu po ose x a ose y. V místě dopadu je ($x = X_1 + X_2$) a ($y = -H$).

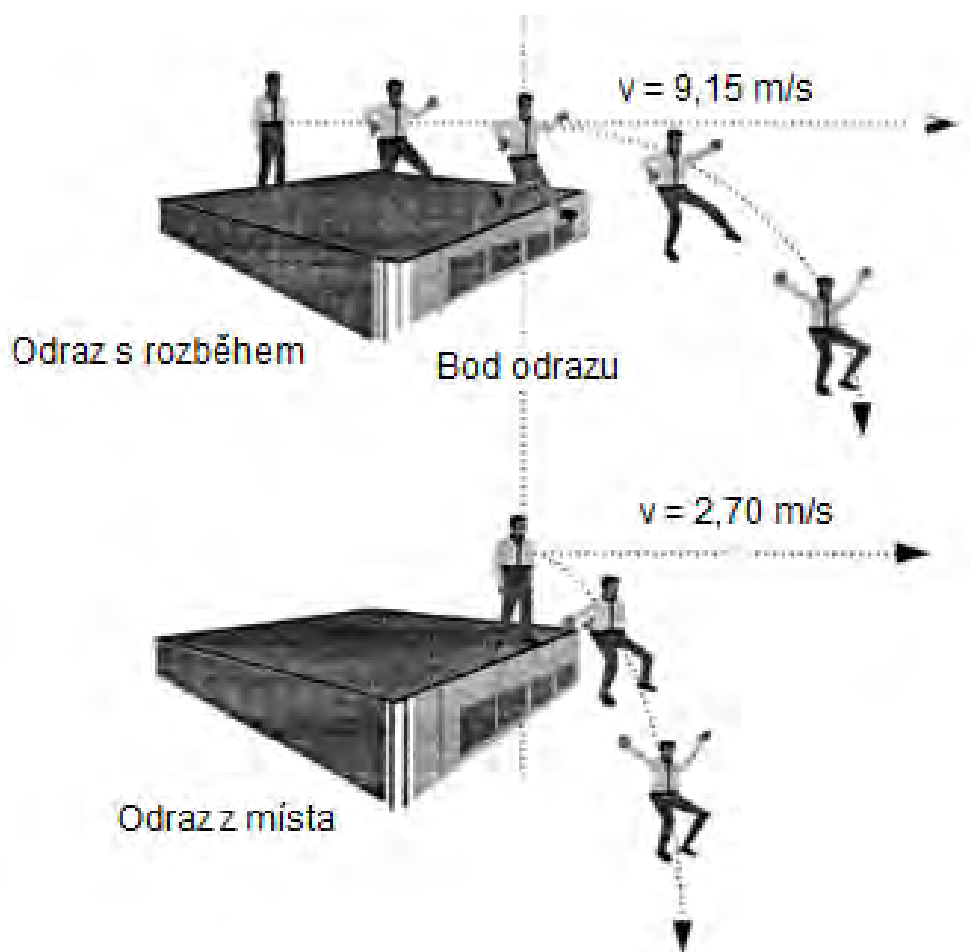
Maximální horizontální dráha může být určena z počáteční rychlosti a úhlu odrazu. Počáteční rychlost můžeme určit z výšky a horizontální dráhy v případě pádu pro několik spekulativních úhlů. Počáteční rychlost z těchto úhlů odrazu pak spočítáme pomocí vzorce:

$$V_0 = \sqrt{\frac{GX^2}{2(X \cdot \sin(\theta) + H \cdot \cos(\theta)) \cdot \cos(\theta)}}$$

Trajektorie pádu v závislosti na počáteční rychlosti a úhlu odrazu

Při prozkoumání trajektorie skoku nad úrovní odrazové plochy zjistíme, že maximální horizontální vzdálenosti dosáhneme, pokud je úhel odrazu 45 stupňů od roviny odrazové plochy. V souladu s naměřenými hodnotami pro počáteční rychlosti skoků s rozběhem a z místa zobrazuje obrázek (2) trajektorie skoků z malé výšky při úhlech odrazu od 0 do 50 stupňů a popisuje tak trajektorii pádů v první fázi, kdy je dráha nad úrovní odrazové plochy. Jak je na obrázku vidět, horizontální vzdálenost stoupá s úhlem odrazu až do 45 stupňů a následně začne klesat.

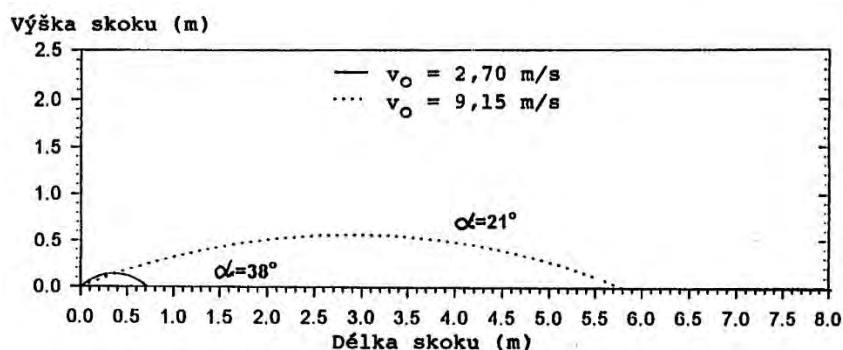
Trajektorie skoku při pádu pod úroveň odrazové plochy vypadá podobně pro všechny skoky z výšky do 100 metrů. První fáze letu je stejná jako v předchozím příkladu, avšak, nejvyšší horizontální vzdálenosti nedosáhneme odrazem pod úhlem 45 stupňů. Trajektorie pro skoky z místa a běhu jsou znázorněny na obrázku 4.25. Pokud budeme uvažovat různé úhly odrazu u obou typů skoků, zjistíme, že maximální horizontální vzdálenost trajektorie při skoku z výšky 100 metrů se pohybuje od 8,5 do 12,5 metrů při rychlosti odrazu 2,70 m/s a od 37 do 42 metrů při rychlosti odrazu 9,15 m/s. Úhly odrazu nad 40 stupňů při skoku z místa nejsou zahrnuty do úvahy, protože takto malou horizontální rychlost není možné odlišit od pádu způsobeného postrčením či uklouznutím. Úhly odrazu nad 50 stupňů také nejsou uvažovány pro oba typy skoků, jelikož v takovém případě skoky nelze odlišit od skoků, kde došlo k minimálnímu, nebo vůbec žádnému odrazu.



Obr. 4.25 - Varianty skoku z místa a skoku s rozběhem¹⁴⁷. Pro skok z místa je horní mez horizontální složky rychlosti odrazu 2,7 m/s, pro skok s rozběhem je tato horní mez 9,15 m/s

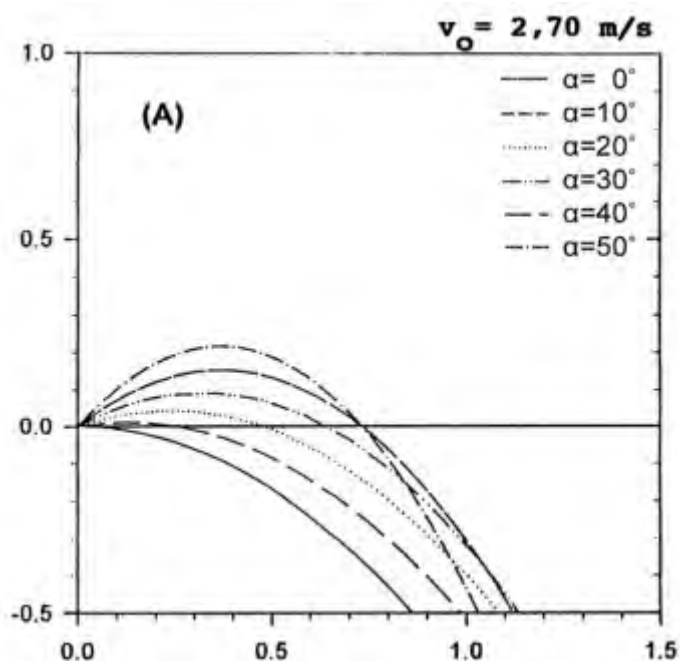
¹⁴⁷ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

Na obr. 4.26 a 4.28 je znázorněn průběh první fáze skoku, při němž se těžiště těla pohybuje nad horizontální rovinou odrazu. Také je znázorněna délka skoku $x_1(t_1)$.



Obr. 4.26 - Průběh těžiště těla nad horizontální rovinou pro dva druhy skoku¹⁴⁸

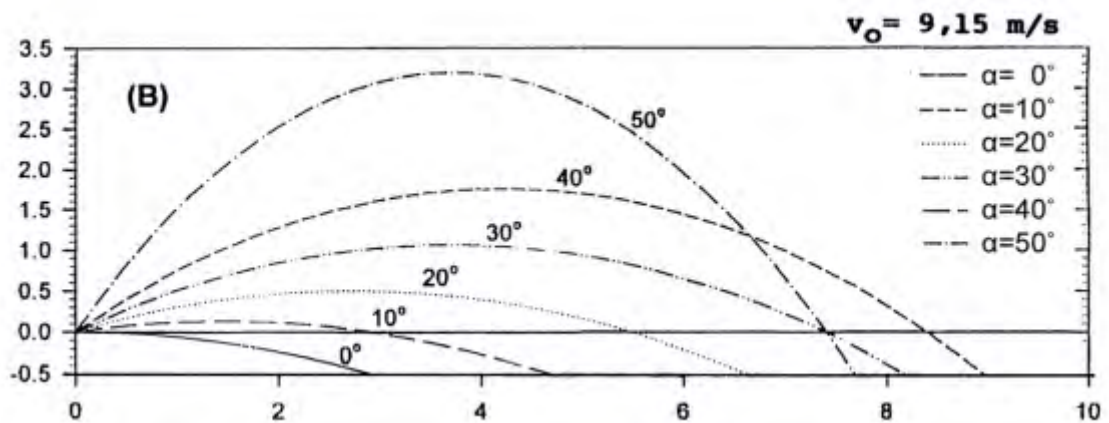
Měření, matematické zpracování a počítačové modelování skoků dovoluje vyjádřit polohu těžiště těla nad horizontální rovinou skoku a především pod bodem odrazu a tedy i stanovit délku skoku. Výsledky jsou přehledně vyjádřeny na obrázcích.



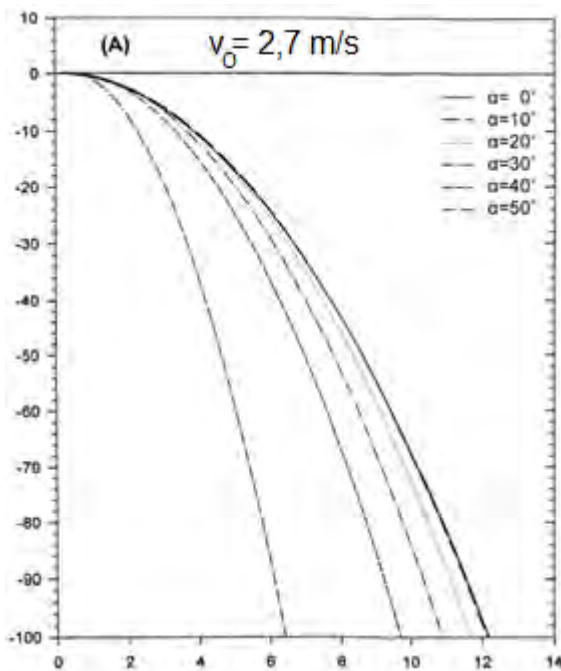
Obr. 4.27 - Počítačové modelování délky skoku nad horizontální rovinou v závislosti na úhlu odrazu a odrazové rychlosti - 2,70 m/s¹⁴⁹

¹⁴⁸ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

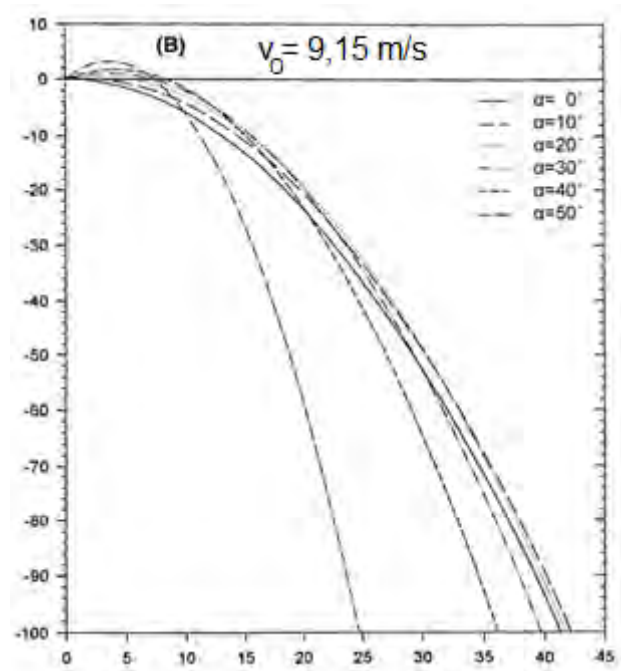
¹⁴⁹ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.



Obr. 4.28 - Počítačové modelování délky skoku nad horizontální rovinou v závislosti na úhlu odrazu a odrazové rychlosti - 9,15 m/s (B)¹⁵⁰



Obr. 4.29 - Vzdálenost délky dopadu (x) na výšce pádu (y) a úhlu odrazu (α) pro odrazovou rychlost skok z místa 2,7 m/s¹⁵¹



Obr. 4.30 - Vzdálenost délky dopadu (x) na výšce pádu (y) a úhlu odrazu (α) pro odrazovou rychlost skoku s rozběhem 9,15 m/s¹⁵²

¹⁵⁰ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

¹⁵¹ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

¹⁵² SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

Výsledky a závěry studie

Biomechanická studie byla provedena na třinácti atletech pomocí biomechanického měření k otestování skoku z běhu i místa. Počáteční rychlost pro normální sportovce je při skoku z běhu $9,15 \pm 0,11$ m/s a při skoku z místa $2,70 \pm 0,11$ m/s. Úhly odrazů jsou při skoku z běhu $21 \pm 0,40$ stupňů a z místa $38 \pm 1,33$ stupňů. Při měření horizontální rychlosti skoků z běhu a místa byly zaznamenány rychlosti $8,54 \pm 0,07$ m/s a $2,10 \pm 0,05$ m/s. Pro vertikální rychlost pak $3,88 \pm 0,12$ m/s a $1,59 \pm$ m/s. Tyto výsledky naznačují, že pokud k pádu z výšky došlo dobrovolně, jako při sebevraždě, počáteční rychlost by neměla přesáhnout 2,7 m/s při skoku z místa a 9,15 m/s při skoku s rozběhem. Navíc hodnota počáteční rychlosti 9,15 m/s může být považována za maximum, které může průměrný člověk dosáhnout při skoku z výšky¹⁵³.

Skok z místa je v této studii reprezentován jako skok bez jakéhokoli běhu před odrazem. Plavecký start byl vyhodnocen jako nejlepší model k napodobení reálného skoku z výšky, protože po provedení skoku je takřka nemožné změnit pozici těla. Tím pádem umožňuje dobře změřit počáteční rychlost a další relevantní biomechanické parametry zahrnující horizontální a vertikální rychlost a úhel odrazu. Také bylo změřeno, že strčení průměrného člověka oběma rukama do jiného může vytvořit počáteční rychlost pádu pouze do 0,4 m/s. Tudíž, můžeme říct, že pokud počáteční rychlost pádu přesahuje 2,7 m/s jednalo se o skok s rozběhem a vyloučit v tomto případě pád v důsledku strčení nebo uklouznutí. Na druhou stranu, pokud je počáteční rychlost pod 2,7 m/s, nelze rozlišit, zda se jednalo o sebevraždu, vraždu, nebo nehodu.

Za skoky s rozběhem jsou považovány takové skoky, kdy samotnému odrazu předchází běh a člověk je pevně rozhodnut skočit z výšky. Pokud se odrazí maximální silou horizontální vzdálenost, kterou během pádu urazí, může dosáhnout 42 % výšky. Hodnota vychází z příkladu, kdy osoba dopadne 42,21m od místa skoku, pokud skáče z výšky 100 m pod úhlem 11,44 stupňů a počáteční rychlostí 9,15 m/s. Pokud dojde u případu ke zjištění vyšší počáteční rychlosti než 9,15 m/s, měl by být důkladně přezkoumán kvůli nalezení rozumného důvodu takové rychlosti. Může se jednat o působení větru, špatně určený bod skoku či dopadu, nebo například pomoc při skoku nějakým zařízením. Je zřejmé, že pád po skoku s rozběhem je s nejvyšší pravděpodobností úmyslný, a proto by se měl vzít v úvahu úmysl sebevraždy¹⁵⁴.

Počáteční rychlost mezi 2,7 a 9,15 m/s poukazuje na rozběh před samotným skokem a lze tedy usoudit, že takový skok byl dobrovolný a s vysokou pravděpodobností se jednalo o sebevraždu. Počáteční rychlosti skoků z místa a běhu určené experimenty zmíněnými výše umožňují pohled na psychický stav pachatele, především na jeho odhodlání, nebo pochybnosti před skokem. Z biometrických měření vyplývá, že počáteční rychlost nad 2,7 m/s je hranicí určující dobrovolný skok a 9,15 m/s je maximální počáteční rychlost, kterou je běžný člověk schopen fyzicky dosáhnout při úmyslném skoku. Počáteční rychlost skoku je možné spočítat pro různé úhly odrazu. Při posuzování pádů osob z výšky je možné zrekonstruovat trajektorii pádu při využití

¹⁵³ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

¹⁵⁴ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

známé horizontální vzdálenosti dopadu a výšky skoku. Tato informace jim může pomoci rozhodnout, zda se jednalo o sebevraždu, úmyslné zabití nebo nehodu.

Tabulka 3 - Přehled biomechanických faktorů u jednotlivých druhů skoku¹⁵⁵

	Počáteční rychlost skoku (m/s)	Úhel odrazu (°)
Skok do dálky z místa	2,70 ± 0,11	38 ± 1,33
Skok do dálky s rozběhem	9,15 ± 0,11	21 ± 0,40

Měřením horizontální rychlosti skoku do dálky s rozběhem bylo zjištěno $8,54 \pm 0,07$ m/s a skoku do dálky z místa $2,10 \pm 0,05$ m/s. Vertikální rychlosti byly zjištěny $3,88 \pm 0,12$ m/s a $1,59 \pm 0,07$ m/s.

Skok z místa (tzv. plavecký skok) - představoval typický skok z místa, jakým startují plavci ze startovních bloků. Měření bylo provedeno na vzorku 9 plavců a byly měřeny biomechanické parametry. Plavecký skok je odlišný od běžného skoku do dálky. Plavci startují skokem, kterým napodobují skok z místa. Při skoku se snaží o maximální horizontální rychlost, při skoku nedosahují příliš velké vertikální složky, výška samotného skoku je poměrně malá. Dosahují toho úpravou těla po odrazu, po opuštění bodu odrazu. Právě v této fázi skoku se měřila počáteční rychlost skoku a další potřebné biomechanické parametry včetně složky horizontální a vertikální rychlosti a úhlu skoku. Měření bylo provedeno na osobách o průměrné hmotnosti 70 kg, při skoku synchronizovaly pohyb paží, čímž se zvýšila velikost počáteční rychlosti o 0,4 m/s. Měření studenti při plaveckém startovním skoku zrakem koordinovali pohyb.

Standardní atletický skok do dálky je biomechanicky odlišný, může se při něm dosáhnout hodnot počáteční rychlost 3,60 m/s a úhlu odrazu 41,03°, což bylo také změřeno u studentů atletů.

Skok s rozběhem - uvažujeme situaci, při které se člověk rozeběhne a skáče z výšky cíleně, úmysl skokana jednoznačně směřuje pro skok z výšky. Vlastnímu skoku předchází krátký rozběh a energický odraz vpřed vzhůru. Jestliže se jednotlivec skutečně odrazí maximální silou, může maximální horizontální pohyb vpřed (délka skoku, vzdálenost dopadu) dosáhnout 42 % výšky skoku. Bylo zjištěno, že při odrazové rychlosti 9,15 m/s a úhlu skoku 11,44° dosáhne vzdálenost dopadu 42,21 m při výšce skoku 100 metrů.

Tabulka 4 - Biomechanické parametry u jednotlivých druhů skoku¹⁵⁶

Biomechanická měření	Skok z místa (n = 9)	Skok s rozběhem (n = 30)
Úhel odrazu (°)	38,00 ± 1,33	21,00 ± 0,40
Odrazová rychlost (m/s)	2,70 ± 0,11	9,15 ± 0,11
Horizontální rychlost (m/s)	2,10 ± 0,05	8,54 ± 0,07
Vertikální rychlost (m/s)	1,59 ± 0,07	3,88 ± 0,12

¹⁵⁵ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

¹⁵⁶ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

V ruské literatuře byly realizovány experimenty s figurínou, experimenty provedené Lebeděvem v roce 1985 pomocí antropologicky vyvážené figuríny ukázaly, že vzdálenost dopadu a rotace těla při pádu závisí na mnoha faktorech, jako je počáteční poloha těla, výšku pádu, přítomnost a umístění urychlujících sil na tělo¹⁵⁷. Experimenty, které byly provedeny s figurínou, ukazují, že při pádu se figurína otáčí kolem těžiště v čelní rovině. Počet otáček závisí na výšce. Figurína padající spontánním pádem ze sedmi až osmi metrů (třetí patro) se otočí o 180° a hlavou se dotkne země, naproti tomu pád z výšky deset až jedenáct metrů (čtvrté patro) vede k obratu 270°, po kterém člověk přistane na zádech. Paradoxně je „bezpečnější“ pád z větší výšky deseti až jedenácti metrů než z nižší výšky sedmi až osmi metrů.

Také v naší literatuře je několik zdrojů, které se zabývají biomechanickou analýzou pádu z výšky. V rámci bakalářské práce na Univerzitě Palackého v Olomouci byla provedena studie¹⁵⁸, která uvádí naměřené hodnoty horizontální složky rychlosti skoku ve třech různých případech, a to v závislosti na různých situacích: pohlaví a sportovní založení. Pro pády z výšky bylo vybráno dvacet osm dobrovolníků, z toho čtrnáct mužů a čtrnáct žen. Podmínkou bylo, aby minimálně polovina žen a polovina mužů byli sportovního založení, tzn. aktivně sportující. Od dobrovolníků byla zjištěna tělesná výška a sportovní aktivita. Všichni dobrovolníci skákali ze stejné výšky a to 55 cm. K dopadové ploše byl přiložen metr s ryskou. Metr byl přiložen tak, aby počátek byl v bodě nula, tzn. v místě protnutí kolmice dopadu a dopadové plochy. Vzdálenost dopadu byla po skoku každého dobrovolníka pečlivě změřena a zapsána. Dobrovolníci skákali tři po sobě jdoucí skoky. Nejprve z místa s odrazem snožmo, poté s rozběhem a následným skokem z dominantní nohy (u všech dobrovolníků byla dominantní noha pravá) a nakonec s rozběhem a následným skokem z nedominantní nohy (u všech dobrovolníků byla nedominantní noha levá). V rámci jedné skupiny 14 žen a 14 mužů (muži, ženy, sportovci/kyně, nespportovci/kyně) byly osoby seřazeny podle vypočítané rychlosti vzestupně a porovnány mezi sebou. Rychlost byla vypočítána na základě změřené vzdálenosti dopadu. Dobrovolníci se postavili na hranu vyvýšeného místa ve výšce 55 cm. Z tohoto místa se odrazili největší možnou silou a skočili do dálky. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 5, která byla zpracována podle podkladů experimentálních výsledků¹⁵⁹.

Tabulka 5 – Hodnoty horizontálních rychlostí maximálního odrazu ve vztahu k pohlaví a trénovanosti osob.

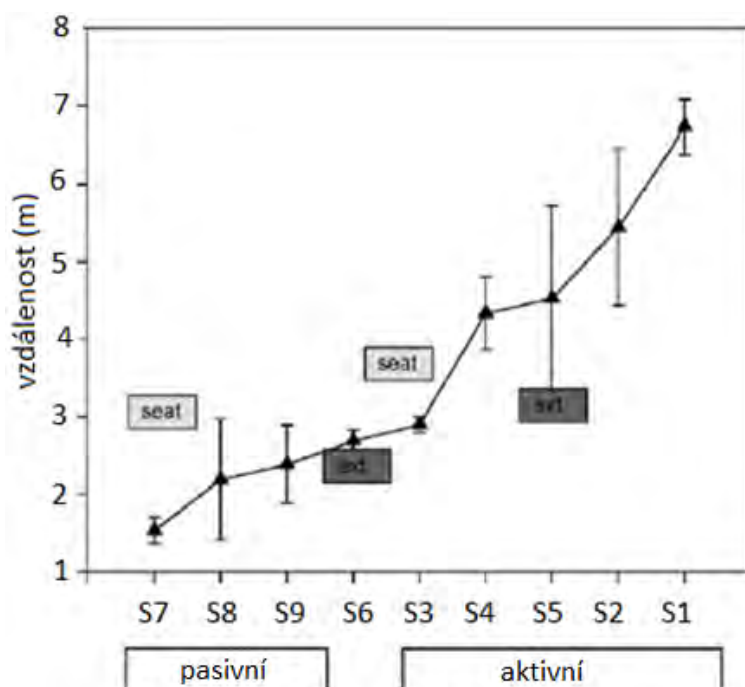
Typ skoku	Muži		Ženy	
	nesportující	sportující	nesportující	sportující
Skok z místa s odrazem	3,86	5,02	3,06	3,86
Rozběh a následný odraz z pravé nohy	4,53	5,91	3,28	4,31
Rozběh a následný odraz z levé nohy	4,36	5,47	2,81	3,55

¹⁵⁷ LEBEDĚV, A. N. Vozmožnosti rekonstrukcii nekotorych obstojatelstv smertelnoj travmy při padenii s vysoty. *Voj. Med. Acad.jur.*, 1985, s. 18-21.

¹⁵⁸ FOLVARSKÁ, L. *Kinematické hodnocení skoku z výšky*. Olomouc: PŘF UPOL, 2013.

¹⁵⁹ Chci zdůraznit, že velmi oceňuji snahu autorky o experimentální řešení. Nicméně se domnívám, že výsledky jsou zkrácené velmi malou výškou pádu. Při měření z vyšších výšek (více jak 3 metry) jsou hodnoty horizontální složky rychlosti nižší.

V Německu byla provedena poměrně rozsáhlá studie¹⁶⁰, která popisuje kinematickou analýzu 50 skoků z výšky 5 m. Dva zkušení potápěči ve věku 15 a 18 let provedli 44 skoků do vody z věže 5 m na skokanském můstku, skoky byly filmovány staticky upevněnou videokamerou (Panasonic AG-7350), záznam byl digitalizovaný (komprese m-jpeg deska) a analyzován speciálním softwarem (SimiMotion 5.1, SIMI Reality Motion Systems). Celá analýza skoků byla realizována ve spolupráci s Fakultou sportovních věd na univerzitě v Hamburku. Při videodokumentaci skoků byly zvoleny jak pasivní skoky a pády, tak i skoky s aktivním odrazem nebo s rozběhem se snahou o maximální „vzletovou“ složku skoku a maximální doskok. Studie prokázala rozlišitelná maxima skokových vzdáleností mezi pasivními a aktivními skoky s rozběhem. Dopad z výšky 5 metrů byl v případě pasivních pádů a skoků do intervalu vzdáleností 1,0–3,4 m, v případě aktivních skoků s rozběhem byla zjištěna vzdálenosti dopadu v intervalu 3,7–7,1 m. Publikovaná studie prokázala výrazně menší vliv „vzletu“, (výšky paraboly letové fáze) na délku skoku. To znamená, že při aktivních skocích není parametr vzletu významný pro predikci délky dopadu. Výsledky studie dovolují extrapolaci predikce vzdálenosti pro výšky do 20 m.

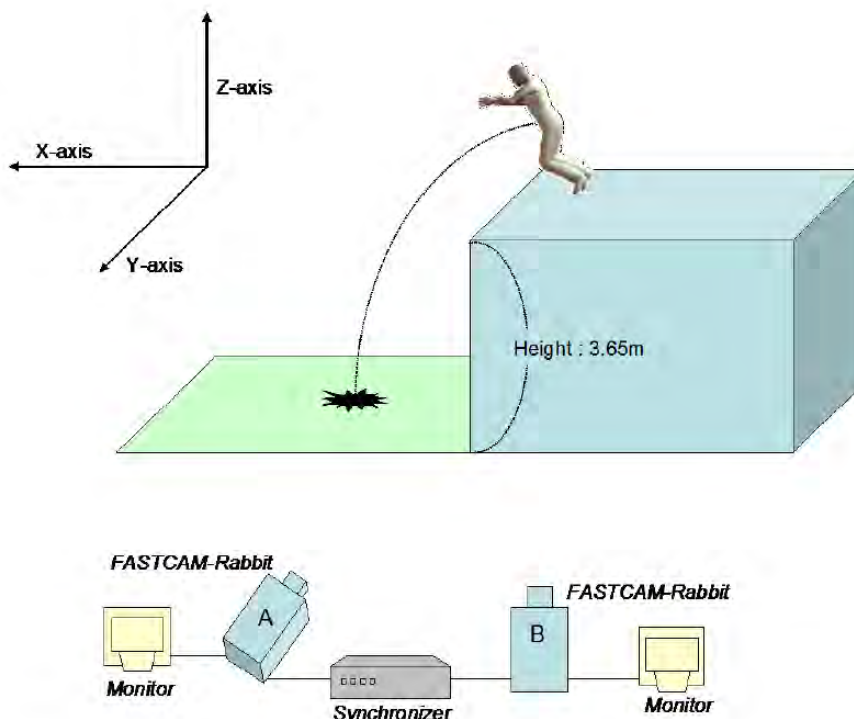


Obr. 4.31 - Typy skoku nebo pádu z výšky 5 metrů ve vztahu ke vzdálenosti dopadu, průměrné hodnoty, směrodatné odchylky. Vnější vlivy vedou k překrývání vzdáleností k vzdálenostem dosaženým v aktivních a pasivních skoky/pády. S1–S4: aktivní skoky, S5 a S6: působení vnější síly, S7–S9: pasivní pády¹⁶¹

¹⁶⁰ WISCHHUSEN, F., PATRA, S., BRAUMANN, M., TÜRK, E.E., PÜSCHEL, K. Analysis of jumping/falling distance from a height, *Forensic Science International*, 156 (2006), p. 150–153.

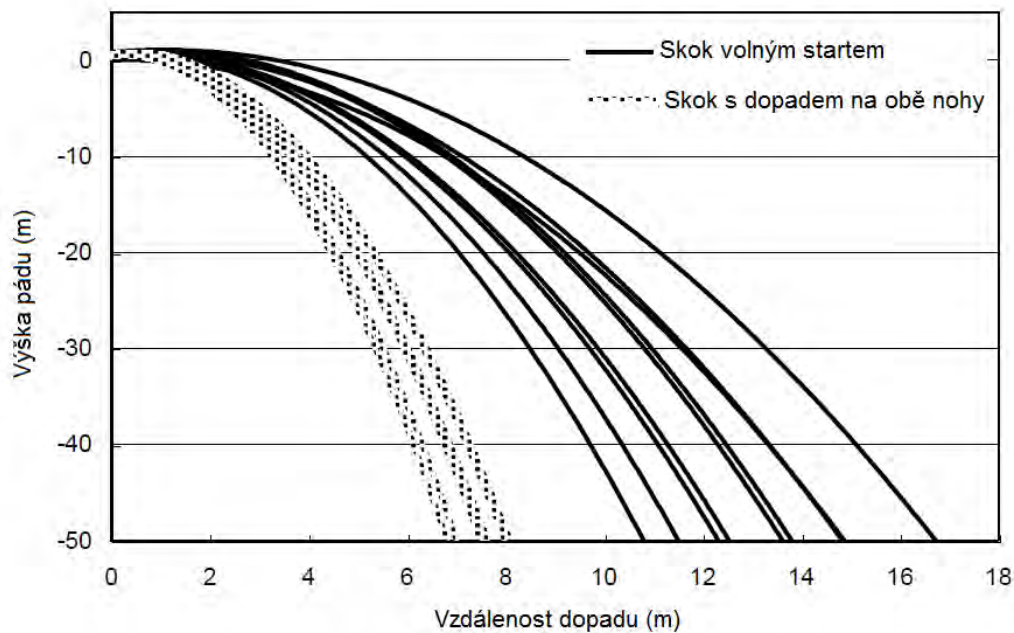
¹⁶¹ WISCHHUSEN, F., PATRA, S., BRAUMANN, M., TÜRK, E.E., PÜSCHEL, K. Analysis of jumping/falling distance from a height, *Forensic Science International*, 156 (2006), p. 150–153.

Velmi zajímavou a exaktní studii publikovali YASUYOSHI, Y., MASATO, M., HIDEYUKI, N., MGIWA, A. a YASUHIRO, U. (2011) s cílem predikovat typ pádu, výšku pádu v závislosti na typu provedení skoku, pádu nebo strčení druhou osobou. Experimenty byly provedeny s 10 probandy (5 mužů a 5 žen), věk 19–22 roků, trénovaní jedinci. Cílem bylo provedení řady experimentálních skoků do bazénu s vodou, průběh skoků (pohybu těžiště těla) byl zaznamenán na video a posléze vyhodnocen, schéma skoků a zařízení je znázorněno na obr. 4.32. Pohyb byl analyzován frekvencí 120 snímků/sekundu, ve všech třech osách s cílem predikce závislosti výšky skoku na vzdálenosti dopadu. Byly analyzovány různé typy skoků a také odhození dvěma osobami. Podstatné výsledky jsou uvedeny na grafech 4.33–4.44.

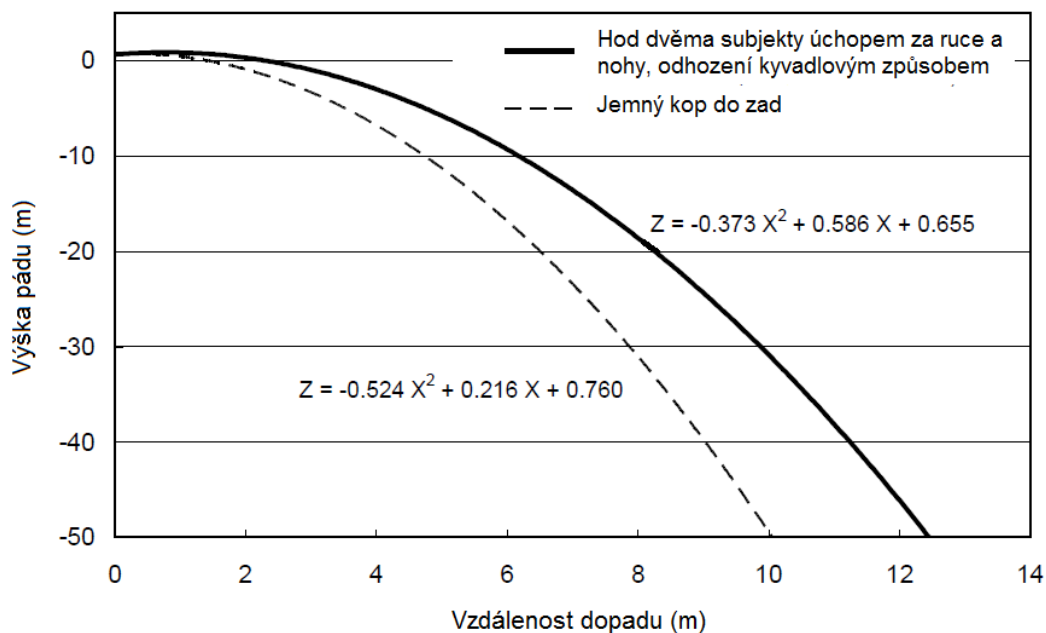


Obr. 4.32 - Schéma realizace experimentů¹⁶²

¹⁶² YASUYOSHI, Y., MASATO, M., HIDEYUKI, N., MGIWA, A., YASUHIRO, U. Estimation of Horizontal Distance and Height. *International Journal of Legal Medicine*, 125 (1), 2011, pp. 1-10.



Obr. 4.33 - Výška skoku a vzdálenost dopadu pro varianty skoku volným startem (skok do vody) a skokem s dopadem na nohy¹⁶³



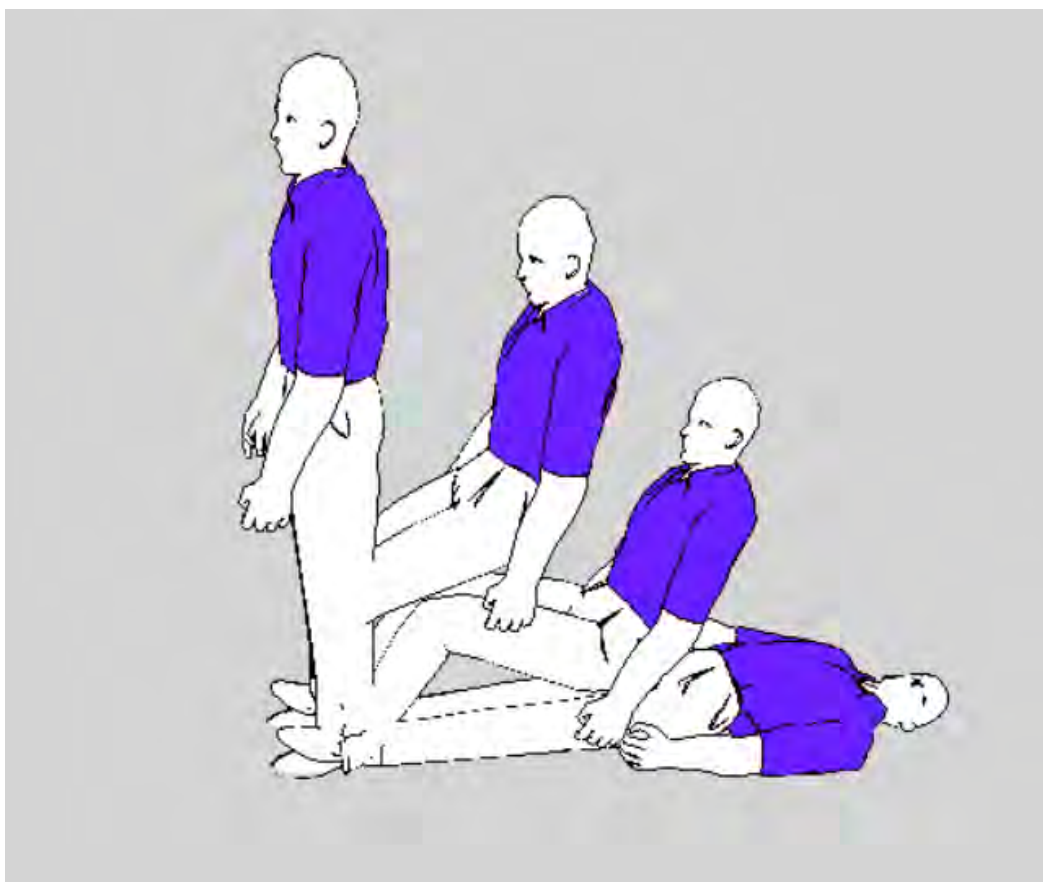
Obr. 4.34 - Výška skoku a vzdálenost dopadu pro varianty jemného strčení do zad nebo hod dvěma subjekty držení za ruce a nohy, odhoz kyvadlovým způsobem. Na grafu Z – výška pádu, skoku, X – vzdálenost dopadu¹⁶⁴

¹⁶³ YASUYOSHI, Y., MASATO, M., HIDEYUKI, N., MIGIWA, A., YASUHIRO, U. Estimation of Horizontal Distance and Height. *International Journal of Legal Medicine*, 125 (1), 2011, pp. 1-10.

¹⁶⁴ YASUYOSHI, Y., MASATO, M., HIDEYUKI, N., MIGIWA, A., YASUHIRO, U. Estimation of Horizontal Distance and Height. *International Journal of Legal Medicine*, 125 (1), 2011, pp. 1-10.

4.3 Pády ze stoje na podložku

Při analýze pádů a poranění hlavy při extrémním dynamickém zatížení člověka tvoří samostatný směr zkoumání skupina pádů, které vznikají při překlopení těla kolem překlopné hrany, kterou tvoří přímka procházející plochou opory chodidel.¹⁶⁵ Pokud nedochází k flexi v kolenním kloubu (osoba nepokrčuje kolena) a současně nedochází k flexi v kyčelním kloubu, pak se těžiště těla pohybuje po části kružnice. Při pádu z vertikální polohy stoje do horizontální polohy se délková osa těla sklápí o 90° a těžiště těla se pohybuje po čtvrtkružnici. V těchto případech padá tělo na plochu břicha nebo zad a pro biomechanickou analýzu je dominantní úder do hlavy a s tím související důsledky.



Obr. 4.35 - Schéma pádu těla ze stoje na podložku

Z hlediska potřeb praxe je nejčastějším způsobem pádu ze stoje, při němž dochází k poranění hlavy, pád vzad. Člověk při něm padá ze stoje vzad, dopadá na záda, a největší síla úderu směřuje na hlavu. Při tomto druhu pádu osoba neudrží krčními svaly hlavu v bezpečné poloze a při dopadu se v důsledku vzniku velmi silných dynamických sil udeří do hlavy. V průběhu pohybu padající osoba ve velké většině pád nekoordinuje, padá zcela spontánně, chaoticky a prohýbá se lukovitě v zádech, zaklání hlavu, v tomto případě padá vzad přímo na hlavu. Nejvyšší dynamickou zátěž pak přijímá pouze týlní část hlavy padající osoby. Výjimky mohou nastat v případech velmi

¹⁶⁵ SAŽAJEVA, O. V. *Оптимизация судебно-медицинской диагностики механизмов травмы головы при падении на плоскость*. Dizertační práce, Sudebno-mediceinskij žurnal, Moskva 2008.

malé skupiny speciálně trénovaných sportovců, především úpolových sportů (džudo, zápas, karate), kteří jsou na tento druh pádů speciálně trénováni a reagují reflexivně, pád tlumí koordinovanými pohyby. Dokonale zvládají pádovou techniku, tlumí náraz, při pádu sbalí tělo a při správně provedené technice pádu vzad nedochází ke kontaktu hlavy s podložkou. V dalších úvahách tento druh pádů nebudeme uvažovat, z hlediska biomechanické analýzy nás bude zajímat krizová varianta pádu, při níž se osoba udeří do hlavy.

Podstatou biomechanického hodnocení je posouzení možného pádu, úderu hlavy o zem a vznik zjištěného zranění. Úhlová rychlost padajícího těla vzad je:

$$\omega = \frac{4,92}{\sqrt{L}}$$

Pro výpočet obvodové rychlosti pohybu těžiště segmentu hlavy (v_r) je nutné vycházet z obecného vztahu:

$$v_r = \omega \cdot r_o$$

Známe-li vzdálenost těžiště hlavy od osy otáčení r_o , pak je možné vyjádřit obvodovou rychlost pohybu těžiště hlavy při spontánním pádu. Podle biomechanických podkladů^{166,167} je možné uvažovanou vzdálenost vyjádřit jako:

$$r_o = 0,94 L$$

Pak lze zapsat:

$$v_r = \omega \cdot 0,94 L = \frac{4,92}{\sqrt{L}} \cdot 0,94 \cdot L$$

Po úpravě získáme:¹⁶⁸

$$v_r = 4,62 \sqrt{L} \text{ nebo velmi přesně } v_r = 4,417 \cdot L^{0,49}$$

Matematickým modelováním celého děje a simulací lidského těla mechanickým modelem můžeme vyjádřit velikost sil, které působí v okamžiku pádu na hlavu osoby. Výpočet síly úderu je nejvhodnější získat cestou teoretického modelování, vycházet z dosud empiricky získaných vstupních hodnot a výsledný výpočet komparovat s těmi literárními údaji, které byly získány např. úderem do hlav mrtvol. Experimenty potvrdily očekávaný a logický závěr, že **doba destrukce hlavy** se měnila v závislosti na tvrdosti povrchu, bylo zjištěno:¹⁶⁹

¹⁶⁶ KORSÁKOV, S. A. Suděbno-medicinskije aspekty biomechaniky udarnovo vzajmodějstvija tupovo tverdovo predmeta i golovy čelověka. *Suděbno-medicinskaja ekspertiza*. XXXIV, 1991, 3.

¹⁶⁷ SAŽAJEVA, O. V. Оптимизация судебно-медицинской диагностики механизмов травмы головы при падении на плоскость. *Suděbno-medicinskij žurnal*, Moskva 2008.

¹⁶⁸ KORSÁKOV, S. A. Suděbno-medicinskije aspekty biomechaniky udarnovo vzajmodějstvija tupovo tverdovo predmeta i golovy čelověka. *Suděbno-medicinskaja ekspertiza*. XXXIV, 1991, 3.

¹⁶⁹ GROMOV, A. P. Biomechanika travmy. Moskva: Medicina, 1979.

- a) Pro tvrdý povrch je $t_i = 0,006-0,007$ s
- b) Pro polotvrdý povrch je $t_i = 0,007-0,009$ s
- c) Pro měkký povrch je $t_i = 0,021-0,030$ s

Ze známého času destrukce hlavy při pádu je možné vypočítat pravděpodobnou velikost síly, která působí na hlavu člověka při pádu vzad ze stoje na podložku různé kvality pružnosti. Výpočet velikosti síly je závislý na hmotnosti osoby (G), resp. tíhové síle a velikosti tělesné výšky (L).¹⁷⁰

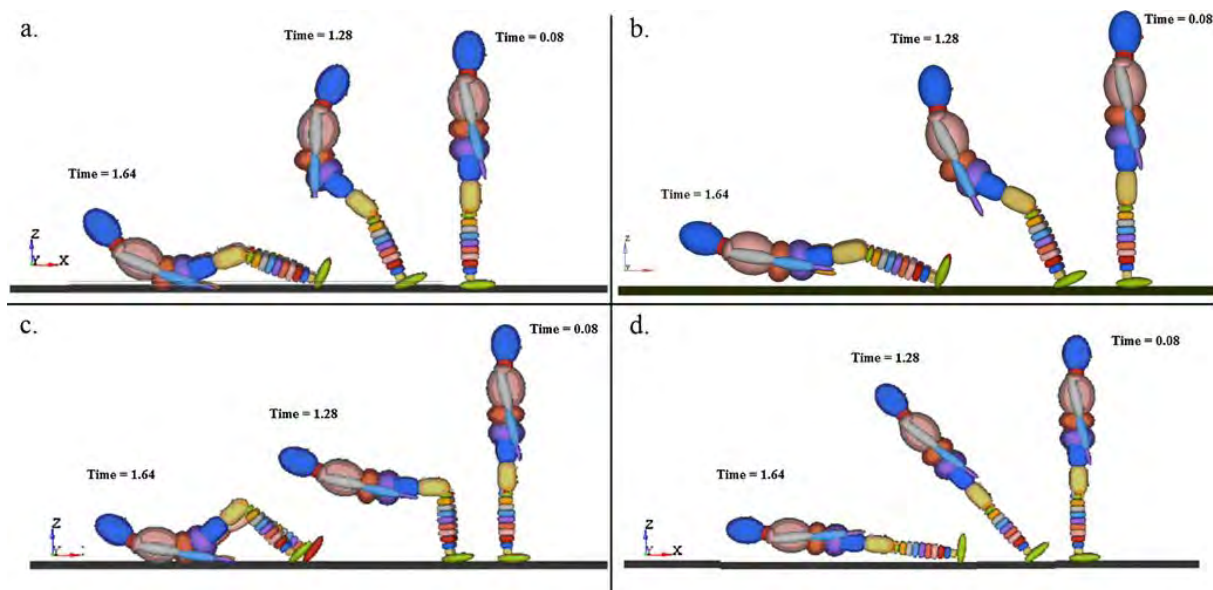
- a) Pro tvrdý povrch platí $F = (7,7 \pm 0,6) \cdot G \cdot \sqrt{L}$
- b) Pro polotvrdý povrch platí $F = (5,6 \pm 0,7) \cdot G \cdot \sqrt{L}$
- c) Pro měkký povrch platí $F = (1,6 \pm 0,3) \cdot G \cdot \sqrt{L}$

Experimentálně byly tyto hodnoty, postupy a vzorce verifikovány pomocí pádu biomechanické figuríny na tenzometrickou desku, která snímala velikost síly, která vznikla úderem hlavy při pádu. Diference výpočtu a měřených hodnot byly minimální, a to 50 kg, a lze tedy uvedené vzorce přijmout pro forenzně biomechanické analýzy.

Z hlediska forenzně biomechanického posuzování pádu ze stoje na podložku je nutné uvažovat případ, kdy osoba je před vlastním pádem urychlena přiloženým vektorem síly umístěným nad těžištěm těla. V praxi se jedná o případy, kdy osoba je udeřena do hlavy například úderem pěstí, kopem nohy, úderem otevřenou dlaní případně nějakým předmětem. V důsledku úderu se hlava zaklání, tělo se lukovitě prohne a při dopadu na podložku směřuje hlavní úder na temenní část hlavy. Nejčastější místo destrukce lebky je v oblasti lambdového švu.

K posouzení možného silového působení na hlavu padajícího člověka směrem vzad je třeba brát v úvahu literární údaje, které byly v odborné literatuře publikovány. Autoři HAMEL, A., LLARI, M., ADALIAN, P., PIERCECHI, M., LEONETI, G. a THOLON, L. (2013) publikovali studii, kde lidské tělo simulovali multibody modelem, sestávajícím z tuhého těla propojeného kinematickými spoji. Relativní pohyb těla je povolen stupněm volnosti v překladu a rotaci definované pro každý kinematický kloub. Tento model byl použit k odvození rychlosti nárazu hlavy a simulací dynamiky chování těla během pádu. Byla brána v úvahu dopadová rychlost, variabilita tělesné výšky a hmotnost. Tělesná výška osoby byla variována v rozmezí od 1,60 m do 1,80 m a hodnoty pro hmotnost byly vybrány 50 kg a 75 kg. Výsledky byly komparovány ve spolupráci s Laboratoří biomechaniky. Původní model představoval tělo člověka podobné 50. percentilnímu muži (1,75 m, 78 kg). Z tohoto modelu byly vytvořeny další modely s různou tělesnou výškou a hmotností těla. Všechny simulace byly provedeny pomocí stejné podmínky impulsního zatížení, tedy model byl umístěn v systému jako poloha ve stoji bez počáteční rychlosti. Chování těla během pádu bylo provedeno simulováním se všemi možnými stupni volnosti pro každý kloub (dále jen „volný pád“). Varianty jsou uvedeny na obr. 4.36.

¹⁷⁰ GROMOV, A. P. *Biomechanika travmy*. Moskva: Medicina, 1979.



Obr. 4.36 - Sekvence multibody modelu, sekvence volného pádu¹⁷¹

Podle výsledků experimentů a počítačové simulace uvádí velikost při spontánním pádu vzad je největší nárazová rychlost $6,33 \text{ m s}^{-1}$ a nejmenší je $4,62 \text{ m s}^{-1}$. Síla nárazu $9,3 \text{ kN}$ ¹⁷². Sílu úderu týlní části hlavou lze vyjádřit i podle výzkumů Gromov (1979)¹⁷³, který prováděl rozsáhlé experimenty, podle jeho podkladů lze vyjádřit sílu úderu (180 cm, 100 kg, dopad na tvrdý povrch např. beton) v intervalu $9,71 \text{ kN}$ až $11,36 \text{ kN}$. Pro polotvrdý povrch (asfalt, dřevo) lze vyčíslit sílu úderu $6,7 \text{ kN}$ až $8,62 \text{ kN}$.

4.4 Experimentální data

Studie biomechanické analýzy skoku z výšky byly prováděny také v podmínkách Česka. První biomechanické studie byly prováděny před patnácti lety¹⁷⁴. Zpočátku byly experimenty prováděny s biomechanickou figurínou, realizovaly se pády do záchranné hasičské plachty, ale postupem se ukázalo, že nejvhodnější je provádět pády figurantů s dopadem do bazénu s vodou. Experimenty se realizují dodnes a postupně se zpřesňují, poslední studie byla u nás publikována v roce 2018¹⁷⁵. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 6.

¹⁷¹ HAMEL, A., LLARI, M., ADALIAN, P., PIERCECHI, M., LEONETI, G., THOLON, L. Effect of fall conditions and biological variability on the mechanism of skull fractures caused by falls. *International Journal of Legal Medicine* (2013) 127:111–118.

¹⁷² HAMEL, A., LLARI, M., ADALIAN, P., PIERCECHI, M., LEONETI, G., THOLON, L. Effect of fall conditions and biological variability on the mechanism of skull fractures caused by falls. *International Journal of Legal Medicine* (2013) 127:111–118.

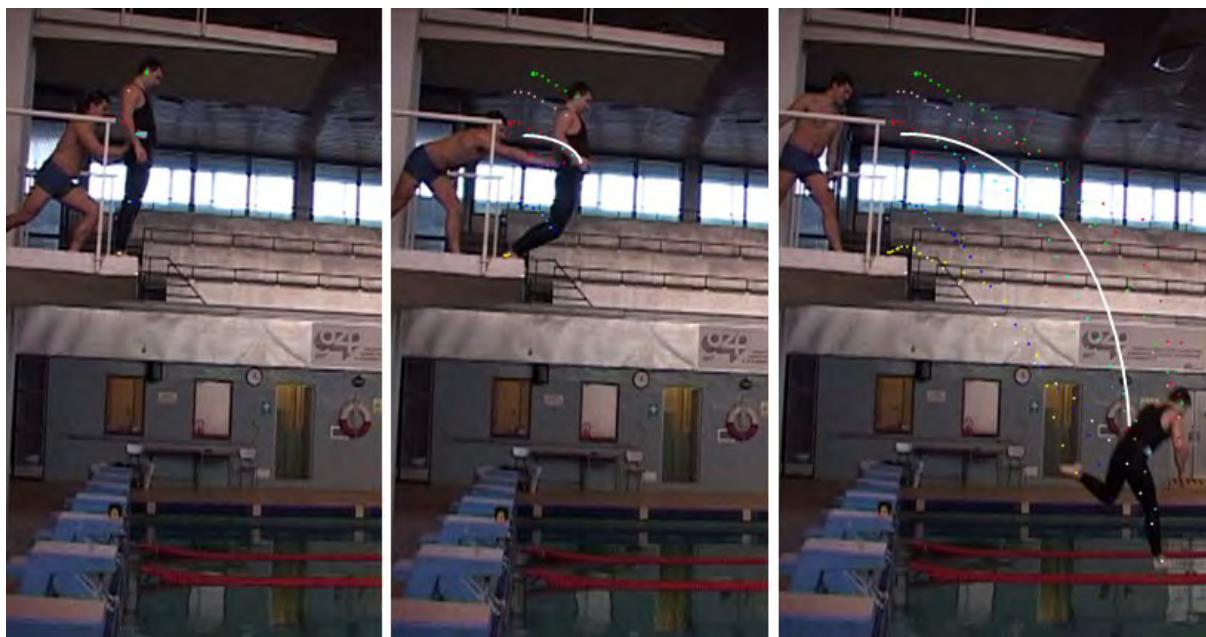
¹⁷³ <http://www.forens-med.ru/tools/gromov/>, Громов А.П. Биомеханика травмы (повреждения головы, позвоночника и грудной клетки). - М.: Медицина, 1979. - С. 146-147.

¹⁷⁴ STRAUS, J. a kol. *Biomechanika pádu z výšky*. Praha: PA ČR, 2004.

¹⁷⁵ STRAUS, J., PORADA, V. *Teorie forenzní biomechaniky*. Praha: Vysoká škola finanční a správní, a.s., 2018. 168 s. Edice SCIENCEpress. ISBN 978-80-7408-140-8.

Tabulka 6 - Horizontální složky rychlostí vektoru trajektorie těžiště těla zjištěné experimentálně při různých druzích pádu

Charakter skoku	Horizontální složka rychlosti [m.s ⁻¹]
Odraz, aktivní skok	2,634
Spontánní pád	0,997
Strčení druhou osobou	1,438
Krok vpřed – normální	0,649
Krok vpřed – maximální	1,041
Krok vzad – normální	0,598
Krok vzad – maximální	1,007
Pád vpřed ze dřepu s rotací na záda	1,304
Skok ze startovního bloku (výška 1 m)	3,032



Obr. 4.37 - Pád s maximálním strčením do těžiště figuranta¹⁷⁶

V roce 2012 jsme provedli rozsáhlé experimenty s cílem zjistit maximální hodnoty odrazu při skoku nebo pádu v různých variantách. Pro účely provedení měření jsme definovali osm typů skoků. Pro každý skok byly přesně popsány parametry jeho provedení. Typy skoků měly reflektovat představu o pravděpodobných mechanismech pádů člověka z výšky v reálných situacích. Nejen, kdy k pádu dojde samovolně, ale i v situacích, kdy k pádu došlo vlivem zavinění jiné osoby. Vzhledem k tomu, že ve skutečnosti je variabilita různých způsobů pádů značná a závisí na velkém množství vnitřních faktorů oběti, dalších osob, ale i vnějšího prostředí, není možné veškeré tyto mechanismy pádů měřením obsáhnout. Je samozřejmé, že podmínky, které nastaly

¹⁷⁶ Zpracováno podle STRAUS, J. a kol. *Biomechanika pádu z výšky*. Praha: PA ČR, 2004.

u konkrétní reálné situace, jsou v zásadě neopakovatelné. Jejich rekonstruování je vždy limitováno. Pro veškerou modelaci průběhu určitých předem definovaných pádů je nutné stanovit a předem definovat určité podmínky. Předpokladem úspěšnosti a validity výzkumu je pak nutná neměnnost těchto podmínek při provádění jednotlivých pádů během pokusu. Jen tak mohou být výsledky zaznamenané v průběhu pokusu navzájem porovnatelné bez závažných chyb a nepřípustných matematických odchylek¹⁷⁷.

Při konstrukci typů jednotlivých pádů bylo cílem maximálně sjednotit kritéria v zájmu srovnatelnosti měření při provádění jednotlivých typů pádů. Figurant byl zejména instruován tak, aby se při všech pádech snažil, pokud to bude možné, dopadnout na hladinu na nohy. Takový dopad je možný u většiny pádů zajistit způsobem skoku. Zároveň bylo stanoveno, že figurant musí při všech pádech držet hlavu ve stejné vzpřímené poloze. Aby se zabránilo případným odchylkám v poloze těla, byl navíc figurant instruován tak, aby při všech pádech hleděl přímo před sebe.

Typy pádů byly definovány následovně:

Krok vpřed - Figurant stojí vzpřímeně s nohama rozkročenýma na šíři ramen a s připaženými rukama čelem k bazénu, palce u nohou jsou zarovnané s okrajem můstku. Dívá se přímo před sebe. Následně provede krok vpřed a padá. Snaží se dopadnout na nohy.

Skok s rozběhem - Figurant stojí vzpřímeně s nohama rozkročenýma na šíři ramen a s připaženými rukama čelem k bazénu ve vzdálenosti dvou metrů od okraje stupínku (měřeno od palců nohou). Na pokyn se rozběhne tak, aby dopadl co nejdále od kolmice pádu. Snaží se dopadnout na nohy.

Skok s odrazem - Figurant stojí vzpřímeně s nohama rozkročenýma na šíři ramen a s připaženými rukama čelem k bazénu, palce u nohou jsou zarovnané s okrajem můstku. Dívá se přímo před sebe. Následně se oběma nohama najednou odrazí tak, aby dopadl co nejdále od kolmice pádu. Snaží se dopadnout na nohy.

Pád po úderu do zad do těžiště těla - Figurant stojí vzpřímeně s nohama rozkročenýma na šíři ramen a s připaženými rukama čelem k bazénu, palce u nohou jsou zarovnané s okrajem můstku. Dívá se přímo před sebe. Na pokyn jej jiná osoba zatlačí do oblasti těžiště těla dostatečnou silou, aby došlo k pádu s můstku. Figurant předem neví, v jakém okamžiku k úderu dojde. Snaží se dopadnout na nohy.

V roce 2019 jsme opakovali sérii pádu. Vlastní experimenty byly provedeny v bazénu, skoky byly prováděny ze skokanské věže tří metrů. Experimenty byly provedeny se dvěma figuranty, mužem (28 let, 183 cm, 80 kg) a ženou (20 let, 170 cm, 52 kg), oba figuranti byli dobře trénovaní jedinci, pravidelně trénují bojové sporty.

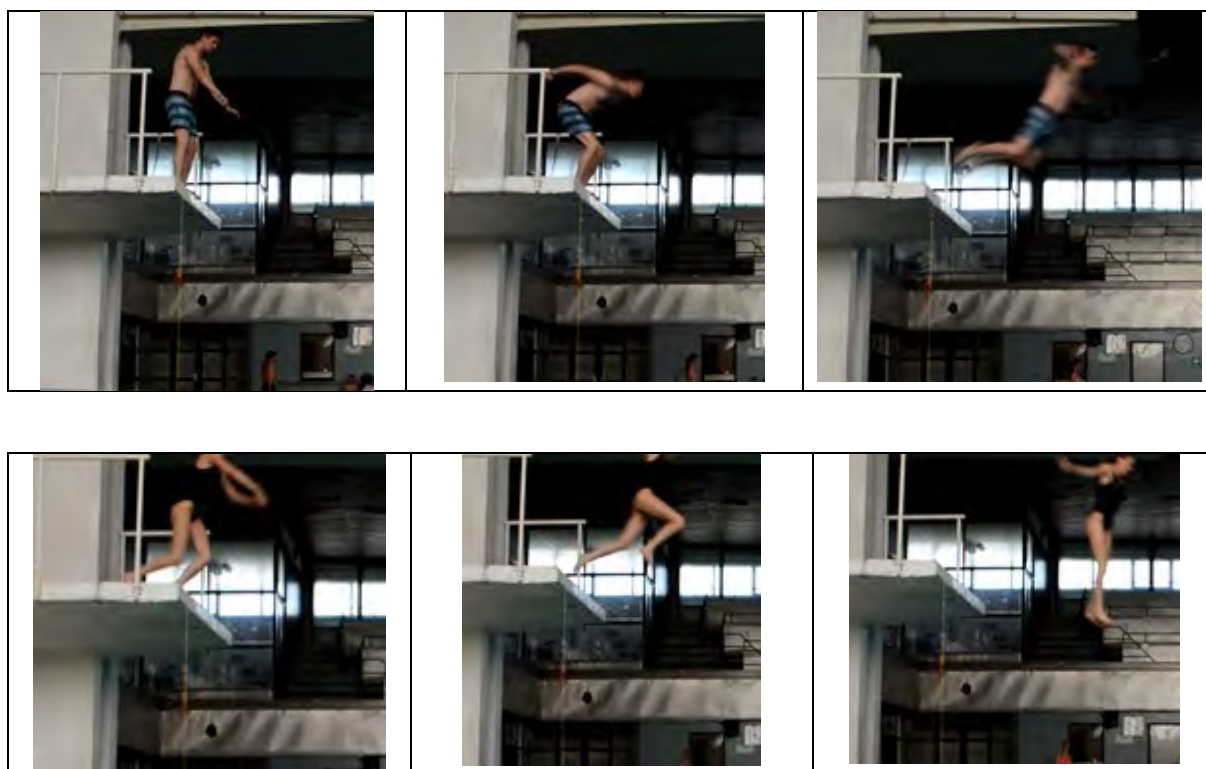
¹⁷⁷ NOVOPACKÝ, D. *Ohledání místa činu po pádu člověka z výšky*. Diplomová práce. Praha: PA ČR, 2012.

Tabulka 7 - Horizontální složky rychlostí vektoru trajektorie těžiště těla zjištěné experimentálně při různých druzích pádu

Typ pádu	Horizontální složky rychlosti (m/s)
Krok vpřed	1,11
Skok s rozběhem	3,30
Skok z místa s odrazem	1,88
Pád ze dřepu na okraji	1,09
Pád ze sedu na okraji	0,66
Pád z náklonu vpřed	1,80
Tlak do zad do těžiště těla	2,20
Úder do obličeje a následný pád vzad	1,93

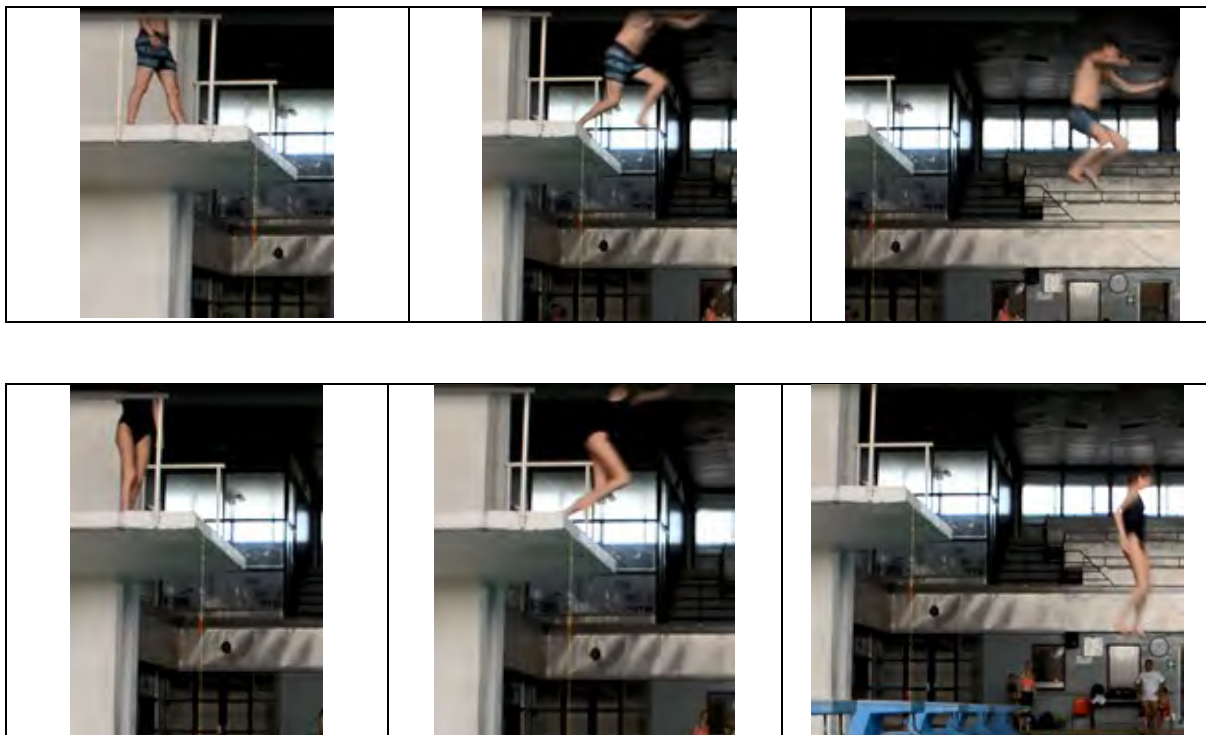
Testovali jsme všechny možné verze. Jednotlivé skoky byly několikrát opakovány. Níže uvádím podrobnější popis jednotlivých variant a na fotografiích je znázorněna experimentální verze.

- 1. Skok z místa s maximálním odrazem** – figuranti byli instruováni, aby provedli skok z místa s maximálním odrazem se snahou doskočit co nejdále. Jednotlivé skoky byly několikrát opakovány (obr. 4.38).



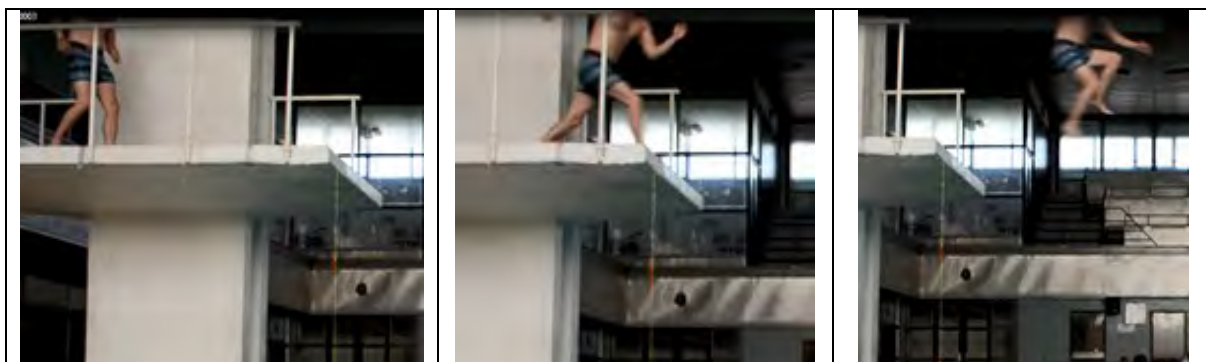
Obr. 4.38 - Skok z místa s maximálním odrazem

2. Skok ze vzdálenosti 50 cm, byl proveden krok a následný skok s maximálním odrazem – figuranti byli vzdáleni 60 cm od okraje odrazového místa (hrany můstku), provedli pohyb vpřed, který byl v podstatě jen jeden krok a plynulý skok vpřed s maximálním odrazem (obr. 4.39).



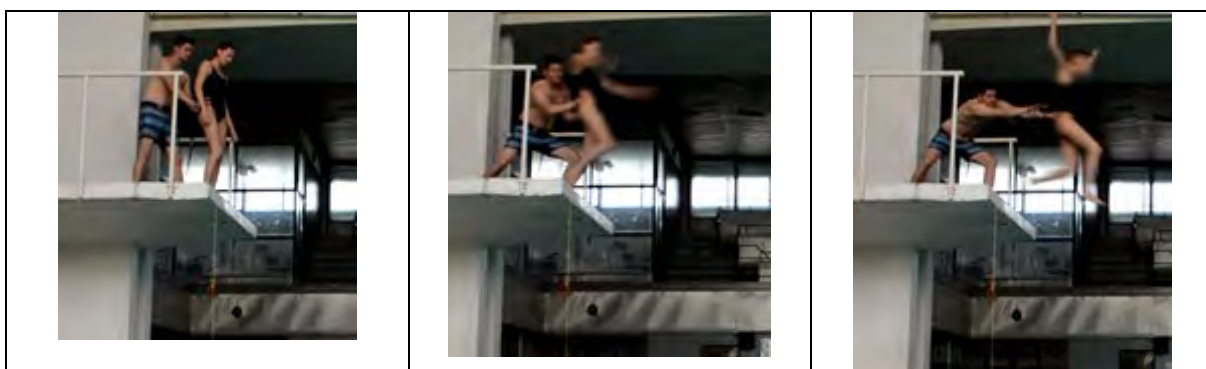
Obr. 4.39 – Skok ze vzdálenosti 50 cm, byl proveden krok a následný skok s maximálním odrazem

3. Skok s rozběhem 2 metrů a skok s maximálním odrazem – figuranti byli vzdáleni 2 metrů od okraje odrazového místa (hrany můstku), provedli rozběh vpřed, a plynulý skok vpřed s maximálním odrazem. Rozběh a skoky byly provedeny se snahou o maximální rozběh a maximální odraz vpřed (obr. 4.40).



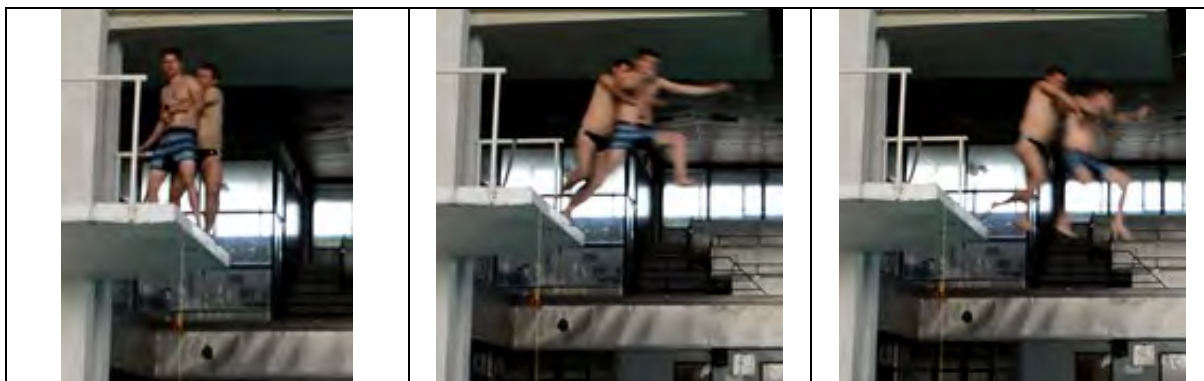
Obr. 4.40 - Skok s rozběhem 2 metrů a skok s maximálním odrazem

4. Strčení do hýždí s maximální silou, maximální tlak – figurantka byla na odrazové hraně můstku, figurant provedl tlak dlaněmi do hýždí figurantky s maximálním tlakem, snažil se vyhodit figurantku maximálním tlakem dlaní do hýždí figurantky (obr. 4.41).



Obr. 4.41 - Strčení do hýždí s maximální silou, maximální tlak

5. Společný pád, odhození vpřed – Oba figuranti provedli společný pád, aktivita byla na figurantovi, který držel před sebou druhého figuranta a snažil se působit maximální silou na předního figuranta. Z hlediska bezpečnosti byla tato verze provedena se dvěma muži (obr. 4.42).



Obr. 4.42 - Společný pád, odhození vpřed

Jednotlivé varianty skoků a pádu byly několikrát opakované, opakovaně měřené výsledky, které jsou uvedeny v následující tabulce 8.

Tabulka 8 - Výsledky horizontální složky rychlostí z experimentů.

Varianta skoku	Horizontální složky rychlosti (m/s)	
	Muž	Žena
Skok z místa s maximálním odrazem	3,77	2,66
Skok ze vzdálenosti 50 cm, byl proveden krok a následný skok s maximálním odrazem	3,88	3,32
Skok s rozběhem 2 metrů a skok s maximálním odrazem	4,09	3,65
Strčení do hýždí s maximální silou, maximální tlak	---	2,76
Společný pád, odhození vpřed	2,21	----

Při biomechanickém hodnocení pádu těla z výšky je nutné přihlížet k několika významným faktorům. Těmi jsou trénovanost jedince, pohlaví a také na psychické složce, vnitřním rozhodnutí, zda jedinec vědomě skáče s maximálním úsilím, nebo se jedná o náhlý pád nebo jen průměrný skok.

Pád z výšky je poměrně častým problémem, který se řeší ve forezní biomechanice. Téměř vždy se řeší zásadní otázka, zda se na pádu podílela vnější síla druhé osoby. K řešení uvedeného problému je nutné přistupovat komplexně a vždy zohlednit všechny v úvahu přicházející parametry pádu, jako je výchozí poloha, výška pádu, dopadová plocha, tělesné parametry osoby atd. Domnívám se, že významnou informací pro řešení je horizontální složka vektoru rychlosti těla při pádu, ať už pádu spontánního, aktivním skoku nebo pádu urychleném vnější silou. V článku předkládám odborné komunitě hodnoty, které jsme zjistili jednak z literární rešerše a dále z vlastních experimentů.

Horizontální složka rychlosti osoby v okamžiku ztráty kontaktu těla je jednou z nezbytných charakteristik biomechaniky pádu. Znalost této hodnoty může výrazně

pomoci při řešení cizího zavinění, aktivního skoku nebo spontánního pádu osoby. Jak ukazují zahraniční studie, i naše experimentální zkušenosti je výhodné provádět pády s figuranty do bazénu s vodou. Z videozáznamu je následně možné zjistit kinematiku pohybu těla při pádu.

Výsledky experimentů umožňují zjistit hodnoty pro maximální hodnoty jak pro netréované figuranty, tak pro trénované jedince. Ukazuje se zcela jasně, že trénovaní sportovci dosahují výrazně vyšších hodnot, než průměrní jedinci.

Z toho vyplývá požadavek přihlížet při znaleckém hodnocení mimo jiné také k trénovanosti a sportovní aktivitě zúčastněných osob.

Na závěr si dovoluji uvést (pro porovnání s experimentálními hodnotami) hodnoty získané a analýzy kriminálních případů, které byly získány analýzou více jak stovky reálných případů. Ve všech případech se jednalo o průměrné, netréované jedince. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 9. Z ní je zřejmé, že hodnoty v reálných případech jsou výrazně nižší, než při měření s figuranty při pádech do bazénu s vodou.

Pro znalecké hodnocení z toho vyplývá požadavek, že je nutné přihlížet k trénovanosti a sportovní aktivitě zúčastněných osob.

Tabulka 9 - Kinematické hodnoty z analýzy kriminálních případů – jednalo se o dobře zadokumentované případy

Typ pádu	Horizontální složka (m/s)
Sebevražda – krok vpřed	0,71
Sebevražda – krok vzad	0,52
Skok vzad – odraz	0,868
Sebevražda – pád vpřed – spontánní	0,89
Sebevražda – aktivní skok z místa – vpřed	2,05
Sebevražda – aktivní skok s rozběhem	3,41
Přiložení vnější síly	1,38
Nešťastná náhoda	0,557
Pád vpřed ze sedu	0,88

5. Počítačová simulace a kriminalistický experiment

Objasňování a vyšetřování trestné činnosti s sebou přináší okamžiky, kdy je potřeba ověřit určité hypotézy, které jsou spojeny se vznikem stop či vznikem informací v nich. Stává se, že kriminalisté potřebují prověřit pochybnosti o možnosti provedení či neprovedení určité činnosti pachatele, možnosti nebo nemožnosti existence určitého děje, jevu, události nebo činností spojených s kriminalisticky relevantní události. Kriminalistická věda k tomuto procesu poznání využívá kriminalistický experiment, jako jednu z kriminalisticko-taktických metod.

Kriminalistický experiment je metoda kriminalistické praktické činnosti, spočívající v pokusném vyvolávání a zkoumání kriminalisticky relevantních jevů, činností a fragmentů událostí v uměle vytvořených a cílevědomě měněných podmínkách za účelem poznání a dokázání skutkového stavu věci¹⁷⁸. Cílem kriminalistického experimentu je i prověrka verzí. Prověřuje se, která z verzí je pravdivá, čímž současně dochází k vylučování verzí nereálných. Kriminalistický experiment je pro prověrku verzí vhodný pro široké možnosti experimentování, měnění podmínek v jeho průběhu a pro možnost opakování jednotlivých pokusů.

Podstata kriminalistického experimentu je založena na metodě experimentování (jako prostředek poznání) je způsob zkoumání, při němž za určitého systematického působení na procesy objektivní reality získáváme nový poznatek¹⁷⁹.

Na metodu kriminalistického experimentu lze pohlížet jednak jako speciální metodu kriminalistické praxe a dále jako specifickou metodu kriminalistické praxe. Jako specifická metoda kriminalistické praxe se uplatňuje kriminalistický experiment v procesu poznání trestného činu ve formě vyšetřovacího úkonu pod názvem vyšetřovací pokus mající povahu samostatného důkazního prostředku ve smyslu § 104c TrŘ.

Jednou z forem kriminalistického experimentu je expertizní experiment. Ten provádí zpravidla znalec v rámci znaleckého zkoumání a výsledky experimentu se promítají do závěrů znaleckého hodnocení. Na současné úrovni poznání je možné expertizní experiment provádět formou počítačové simulace.

Jaké jsou možnosti počítačové simulace pohybu člověk pro potřeby forenzní biomechaniky?

Postup modelování při biomechanické analýze tak, aby byla zachována jeho věrohodnost, je dán zejména důslednou formulací problému, vytvořením systému podstatných veličin, formulací problému, vytvořením algoritmu řešení, realizací tohoto algoritmu, zpracováním výsledků, jejich analýzou s ověřením jejich pravdivosti. Velkým problémem forenzně biomechanické analýzy je striktní závislost řešitele na kvalitě

¹⁷⁸ KONRÁD, Z., PORADA, V., STRAUS, J., SUCHÁNEK, J. *Kriminalistika – Kriminalistická taktika a metodiky vyšetřování*. Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2015. PRERAD, Vladimír. Vyšetřovací pokus – problémy a pochybení při praktickém provádění a jejich procesní důsledky. In *Bulletin advokacie*, 1997, č. 6-7, s. 55-71.

¹⁷⁹ KONRÁD, Z., PORADA, V., STRAUS, J., SUCHÁNEK, J. *Kriminalistika – Kriminalistická taktika a metodiky vyšetřování*. Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2015. PORADA, V., STRAUS, J. *Kriminalistický experiment*. Soudní inženýrství č. 5, 2000. PORADA, V. et al. *Kriminalistika II*. Olomouc: PF UP, 1995.

a rozsahu vstupních podkladů od zadavatele a často omezená možnost jejich doplnění či zpětného ověření v přijatelných mezích. Detailní představení jednotlivých užívaných softwarových opor a běžně užívaných modelů řešení silničních nehod je dostupné z odborné literatury a není účelem této práce je představovat. V dalším textu jsou pouze vybrány některé běžně užívané metody pro pochopení řešení vybraných problémů analýzy silničních nehod a k tomu odpovídající podstatné veličiny, aby bylo možno mj. ukázat kvalitativně i kvantitativně rozdílnou úroveň modelování¹⁸⁰.

Cílem simulačního modelování je analyzovat procesy probíhající na objektu a tím určit potenciálně možná chování objektu pro předem zvolenou strategii změn týkajících se aktivace objektu, ovlivňování objektu okolím, vazeb objektu s okolím, změn ve struktuře objektu¹⁸¹.

Mentální modelování

Jedná se o zcela základní a primární přístupy k řešení silničních dopravních nehod, bez kterých nelze dále realizovat ostatní typy modelování. U mentálního modelování je modelovým objektem mozek. Mentální modely jsou flexibilní na vzniklé situace, jsou jednoduché, mohou být však nepochopitelné pro jiného jedince, protože vychází z různé úrovně informací a různé úrovně tvůrčího myšlení¹⁸².

Velké množství biomechanických úloh lze vyřešit samotným mentálním, teoretickým a abstraktním modelováním. Mentální modelování je základním pilířem a přístupem k řešení biomechanických situací a branou k využití jiných druhů modelování. Z podstaty vyplývá, že výše uvedené typy modelování jsou zcela nezbytným předpokladem pro analýzu biomechanických problémů a o úrovni řešení problémů rozhoduje mentální modelování a restrikce dané myšlenkovou úrovní řešitele. Z hlediska možností tvůrčího myšlení jsou nutné zejména znalosti a schopnosti řešitele strukturovat a analyzovat jeho problém, posoudit základní veličiny, které jsou podstatné pro jeho řešení na různých úrovních, a to zejména úroveň tvůrčího a kombinačního myšlení, teoretické a oborové kompetence, znalosti a schopnost užití kombinace systémových disciplín při řešení problému.

Mentální modelování umožňuje řešiteli z množství dostupných informací a metod vybrat takové, které jsou nejvhodnější pro řešení konkrétního problému a umožňují dosáhnout požadovaného stupně věrohodnosti výsledků. U analýzy forenzně biomechanických zadání se totiž často realizuje intuitivní přístup. Ty jsou využívány při abstraktním, teoretickém, znalostním a mentálním modelování, podstatná je zejména jejich provázanost a celostní přístup k řešení vybraných úloh¹⁸³.

¹⁸⁰ SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, s. 16. JANÍČEK, P., MAREK, J. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. Praha: Grada, 2013, 592 s.

¹⁸¹ SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, 45 s. JANÍČEK, P., MAREK, J. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. Praha: Grada, 2013, 592 s.

¹⁸² SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, s. 16. JANÍČEK, P., MAREK, J. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. Praha: Grada, 2013, 592 s.

¹⁸³ SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, s. 16. JANÍČEK, P., MAREK, J. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. Praha: Grada, 2013, 592 s.

Modelování s užitím vícetělesových modelů¹⁸⁴

Ve forenzní biomechanice se v posledních letech využívají tzv. vícetělesové modely (multibody). Vícetělesové, resp. spíše víceprvkové modelové objekty, složené z elipsoidů n-tého řádu, které jsou dány rozměry, tuhostmi, součiniteli tření a restituice. Jednotlivé elipsoidy jsou spojeny klouby definovatelných vlastností a v jednotlivých simulačních programech se liší počtem užívaných prvků, možnostmi nastavení, výpočtovým modelem a možnostmi modifikovatelnosti včetně nastavení úhlových, silových a momentových limitů. Lze samozřejmě z elipsoidů namodelovat jakýkoli objekt. Jednotlivé elipsoidy jsou dány svou topologií, geometrií (délkou ve všech osách) a stupněm elipsoidu, který může být specifikován od koule (stupeň 2). Vyšší stupeň znamená plošší strany a ostřejší rohy. Každý element má danou hmotnost a svůj vypočtený či zadaný moment setrvačnosti kolem všech os. Pro kalkulaci kontaktních sil jsou užity koeficienty tuhosti. Vícetělesové modely mají samozřejmě svá omezení, např. je nutný kontakt elipsoidu s plochou, nikoliv rohem a při vyšších rychlostech je nutné snižovat integrační kroky výpočtů. Model topologie a geometrie člověka je uvažován v počtu 14 prvků (Virtual CRASH) a 19 prvků PC-CRASH. Z principu jsou tyto modely vysoce citlivé na změny vstupních dat, a to i na velmi drobné změny a dochází ke stochastickému chování soustavy, což je uživatelem při prezentaci závěrů často taktně zamlčováno. Vstupními veličinami tzv. „multibody soustavy“ jsou prvky elipsoidů, charakteristiky a číselné veličiny prakticky všech parametrů multibody, tj. geometrie, topologie jednotlivých prvků, strukturní vlastnosti, vazbové vlastnosti a dynamické parametry¹⁸⁵. Výstupem jsou procesy, které na soustavách probíhají a stavy, kterých soustavy dosahují. Prakticky se viditelně jedná o změnu polohy jednotlivých částí v čase.

Biomechanická analýza hraje významnou roli v případech objasňování pádů z výšky. Hlavní úlohou experta je pomoci objasnit, zda pád způsobila náhoda, sebevražedné jednání anebo zavinění ze strany druhé osoby. Účelem experimentů a modelování je např. u vraždy, spáchané vyhozením oběti z okna, znázornit polohu oběti a pachatele v rozhodujícím okamžiku, chování těla při pádu dolů, pravděpodobné místo dopadu, a to i při verzi vražedné, sebevražedné či verzi nešťastné nehody. V kriminalistické praxi se kriminalistický experiment se realizuje „odehráním“ jednotlivých variant provedení, variováním možností a posouzení výsledků. Figurant při experimentu opakuje jednotlivé pohybové činnosti, případně se využívá vhodné figuríny.

Velmi pozitivní posun v kvalitě kriminalistických experimentů a modelování situací přinesl rozvoj výpočetní techniky. Kriminalisté začali využívat grafickou počítačovou metodu z trojrozměrných dimenzí a to zejména u vražd spáchaných střelnou zbraní, vyhození oběti z oken, sebevražedných skoků z oken či nešťastných pádů z výšky¹⁸⁶.

¹⁸⁴ SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, s. 23.

¹⁸⁵ SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, s. 23.

¹⁸⁶ VALERIAN, L. *Vybrané kriminalistické metody při objasňování vražd a podezřelých úmrtí*. Dizertační práce, Bratislava: Akadémia Policajného zboru v Bratislavě 2006, 169 s.

Vedle klasických kriminalisticko taktických metod, jako je kriminalistický experiment získává na významu počítačová simulace. Z pohledu forenzní biomechaniky se rozumí zjištění kinematických a dynamických parametrů popisujících pohyb a interakci lidského těla s dalšími objekty na místě činu. To vše v souladu s dostupnými důkazy a výpověďmi svědků, poškozených, případně podezřelých osob.

Typický postup rekonstrukce je retrospektivní, tj. známe konečný stav děje a z dostupných důkazů se snažíme zjistit výchozí stav a jeho změny v čase až po námi známý stav. U pádu z výšky neexistuje obecný jednoznačný vztah mezi počátečními podmínkami pádu a konečnou polohou poškozeného a finální polohy lze dosáhnout z různých vstupních podmínek¹⁸⁷.

Počítačové modelování je potřeba zejména v těch případech, kdy je nutné objasnit možné či nemožné varianty pohybové činnosti. Kriminalistické metody umožňují vyjádřit se k otázce, zda daná pohybová činnost je biomechanicky přijatelná nebo nepřijatelná. Je možné se také vyjádřit cestou počítačového modelování pohybu, která z variant je více pravděpodobná.

V literatuře se v posledních letech prezentují možnosti počítačové simulace, někteří autoři využívají model PC Crash, MADYMO, PAM-Crash nebo Virtual Crash^{188, 189, 190}, v poslední době se využívá simulační program Virthuman¹⁹¹.

Vzhledem k rozvoji vědy a techniky se pro potřeby forenzní biomechaniky jeví jako zpřesnění používaných modelů metoda konečných prvků a vícetělesových systémů. Metoda konečných prvků umožňuje řešit biomechanické problémy, včetně problematiky deformace jednotlivých těles. Metodu konečných prvků využívá např. program PAM-Crash, MADYMO nebo Virthuman. Finanční náročnost pořízení těchto vysoce profesionálních programů a časová náročnost výpočtu je staví do pozice programů využitelných pouze výjimečně na specializovaných pracovištích¹⁹². Pro běžné výpočty pro potřeby forenzní biomechaniky není jejich praktické využití myslitelné.

Vícetělesový systém je definován pouze několika tuhými tělesy, navzájem spojeny kloubními vazbami, tento přístup neposkytuje možnost deformace, jeho předností je však krátký čas výpočtu a vysoká přesnost a názornost simulace.

Vhodné je aplikovat Virtual Crash a PC Crash pro řešení problému forenzní biomechaniky. V základních informacích o využití počítačové simulace Virtual Crash je možné nalézt příklad řešení pohybové situace pádu člověka na schodech.

¹⁸⁷ ADAMEC, J. et al. Forensic biomechanical analysis of falls from height using numerical human body models. *Journal of Forensic Science* 2010; 55(6), s. 1615-23.

¹⁸⁸ ADAMEC, J., GRAW, M., PRAXL, N. Numerical Simulation in Biomechanics – A Forensic. *Acta Univ. Palacki. Olomuc.*, Gymn. 2006, vol. 36, no. 4 33.

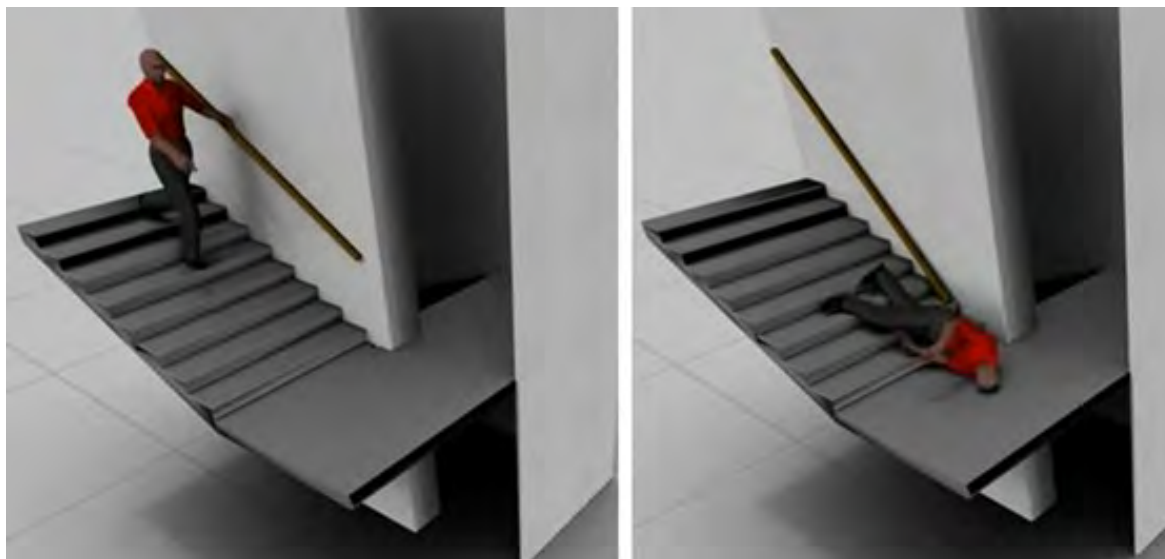
¹⁸⁹ <https://www.youtube.com/watch?v=894peo9Wpuo>

¹⁹⁰ VÉMOLA, A. *Komplexní hodnocení podpory analýzy silničních nehod simulačním programem*. Habilitační práce, ÚSI VUT Brno, 2008, s. 12-18.

¹⁹¹ PAVLATA, P., VYCHÝTIL, J. Simulace dopravní nehody kloubového autobusu se zaměřením na ohodnocení biomechanické zátěže cestujících. *Sborník příspěvků konference Expert Forensic Science Brno 2018*. VUT USI Brno, 2018, ISBN 978-80-214-5600-6, s. 194-206.

¹⁹² VÉMOLA, A. *Komplexní hodnocení podpory analýzy silničních nehod simulačním programem*. Habilitační práce, ÚSI VUT Brno, 2008, s. 18.

V podkladech se jasně uvádí, že Virtual Crash je velmi vhodný softwarový nástroj pro rekonstrukci nehod, dopady chodců, dopady jízdních kol a další biomechanické rekonstrukce (obr. 5.1).

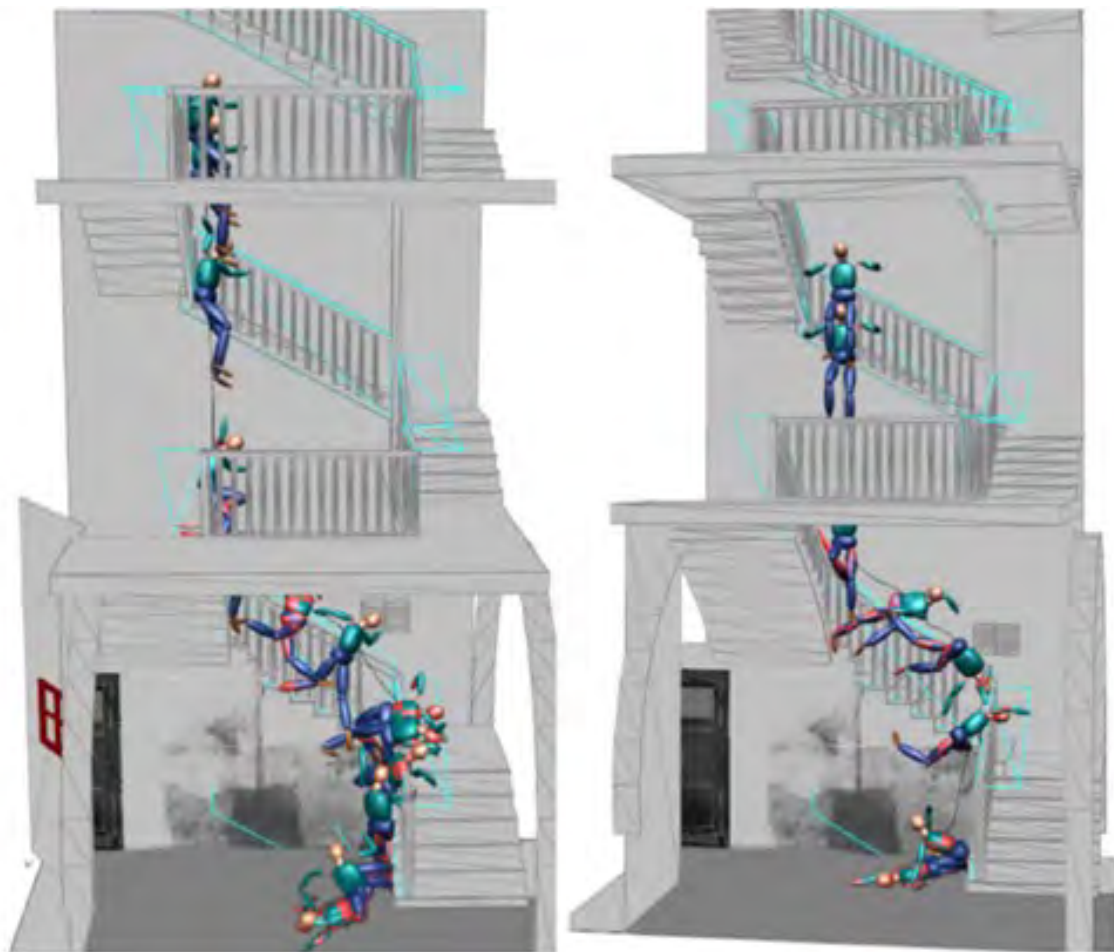


Obr. 5.1 - Simulace pádu ze schodů¹⁹³

V literatuře byl popsán případ přepadnutí muže přes hranu zábradlí a následný kaskádovitý pád ze třetího podlaží na podlahu (obr. 5.2), případ byl analyzován jako podrobná studie s využitím počítačové simulace PC Crash¹⁹⁴. Pomocí PC Crash byla provedena řada simulací, což umožnilo stanovit hraniční podmínky. Bylo prokázáno, že tato simulace může přinést cenné informace pro odhalení mechanismu pádu a ověření různých hypotéz.

¹⁹³ <http://www.vcrashusa.com/demobiomechanics2>

¹⁹⁴ WACH, W., UNARSKI, J. Fall from height in a stairwell – mechanics and simulation analysis. *Forensic Science International*. 244, 2014, s. 136-151.

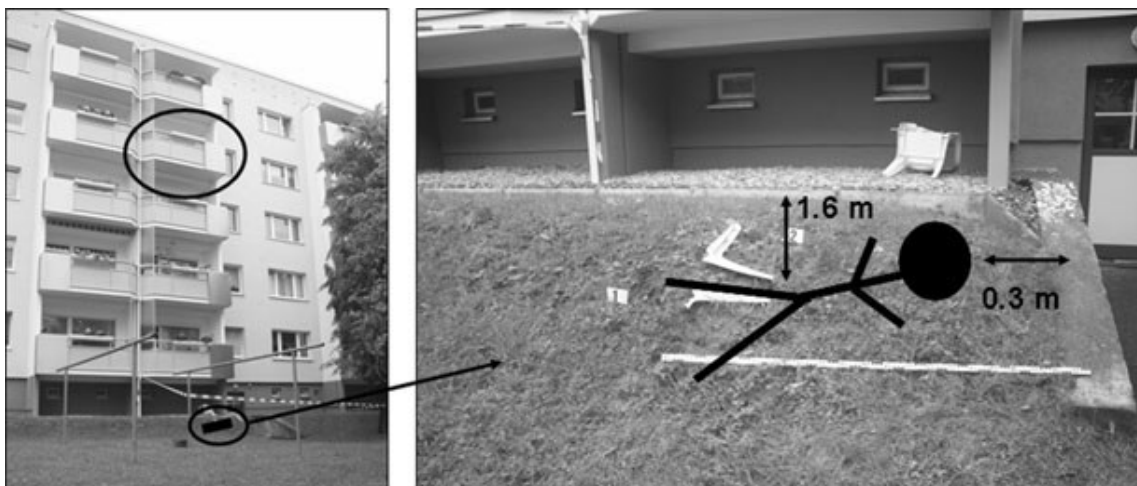


Obr. 5.2 - Část vybrané studie s využitím počítačové simulace PC Crash¹⁹⁵

V literatuře byl publikován případ pádu muže z balkonu. Muž byl nalezen po pádu v kómatu na trávníku u paty stěny domu. Pro rekonstrukci byl použit simulační software, původně určený pro rekonstrukci nehod motorových vozidel a byly simulovány tři scénáře s použitím modelu PC-Crash¹⁹⁶. Poškozená osoba mohla být buď tlačena přes hranu balkonu, nebo došlo k náhodnému pádu sedící osoby na hraně balkonu nebo se mohl naklonit přes zábradlí a spadnout dolů. V tomto případě byla provedena velmi dobrá dokumentace polohy poškozené osoby po pádu. Byla zpracována biomechanická studia možného pádu osoby a potvrdila se varianta náhodného pádu bez cizího zavinění. Muž si vzpomněl, že se pokusil opustit byt přes balkon, protože v bytě je fyzicky napadal jiný muž. Dveře byly zamčené a jediná cesta ven byla přes balkon do spodního patra.

¹⁹⁵ WACH, W., UNARSKI, J. Fall from Height in a stairwell – mechanics and simulation analysis. *Forensic Science International*. 244, 2014, s. 136-151.

¹⁹⁶ MUGGENTHALER, H., DROBNIK, S., HUBIG, M., SCHÖNPFLUG, M., MALL, G. Fall from a Balcony - Accidental or Homicidal? Reconstruction by Numerical Simulation. *J Forensic Sci*, July 2013, Vol. 58, No. 4, s. 1061-1064.



Obr. 5.3 - Dokumentace místa pádu¹⁹⁷



Obr. 5.4 - Počítačová simulace¹⁹⁸

¹⁹⁷ MUGGENTHALER, H., DROBNIK, S., HUBIG, M., SCHÖNPFLUG, M., MALL, G. Fall from a Balcony - Accidental or Homicidal? Reconstruction by Numerical Simulation. *J Forensic Sci*, July 2013, Vol. 58, No. 4, s. 1061-1064.

¹⁹⁸ MUGGENTHALER, H., DROBNIK, S., HUBIG, M., SCHÖNPFLUG, M., MALL, G. Fall from a Balcony - Accidental or Homicidal? Reconstruction by Numerical Simulation. *J Forensic Sci*, July 2013, Vol. 58, No. 4, s. 1061-1064.



Obr. 5.5 - Počítačová simulace¹⁹⁹

V nedávné době se objevil nový simulační program Virthuman²⁰⁰. Virthuman je model lidského těla založený na přístupu MBS (Multi Body Structure). Model se skládá z pohyblivých tuhých segmentů, které představují správnou hmotnost každé lidské části a umožňují vyhodnotit kritéria poškození popisující bezpečnostní rizika během scénářů havárie. Model Virthuman byl vyvinutý pro posouzení bezpečnostního rizika při různých složitých srážkových scénářích včetně nárazů v různých směrech²⁰¹. Jednotlivé segmenty, které jsou připojeny k základní kostře pomocí nelineárních pružin reprezentujících chování okolních měkkých tkání lidského těla. Chování jednotlivých segmentů těla (hlava, hrudník, pánve, dolní končetiny) je validováno pomocí obecně uznávaných postupů a metodik, Model Virthuman je navržen modulárně tak, aby byl jednoduše modifikován pro definované parametry lidského těla, kterými jsou pohlaví, věk (6–75 let), výška (105–195 cm) a hmotnost.

Pro forenzně biomechanické aplikace je velmi vhodné využití počítačového modelování a simulace v programu Virtual Crash. Jedná se o rychlý, cenově dostupný softwarový nástroj pro rekonstrukci nehod a řešení biomechanických otázek. V tomto programu lze analyzovat srážky motorových vozidel, dopady chodců, dopady jízdních kol, dopady motocyklů, a také provádět biomechanickou analýzu vybraných pohybových situací²⁰².

Příklad výpočtu pádu lidského těla s podporou simulačního programu dokumentuje, že při korektních vstupních parametrech lze s pomocí vícetělesového

¹⁹⁹ MUGGENTHALER, H., DROBNÍK, S., HUBIG, M., SCHÖNPFLUG, M., MALL, G. Fall from a Balcony - Accidental or Homicidal? Reconstruction by Numerical Simulation. *J Forensic Sci*, July 2013, Vol. 58, No. 4, s. 1061-1064.

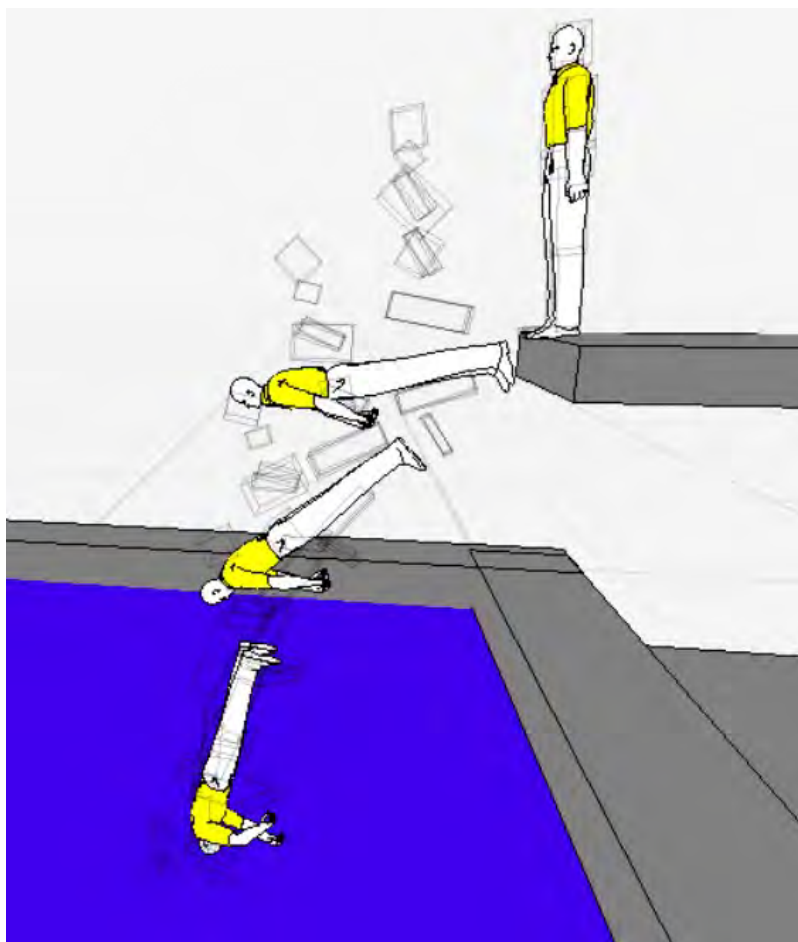
²⁰⁰ MAŇAS, J., KOVÁŘ, L., PETŘÍK, J., ČECHOVÁ, H., ŠPIRK, S. (2012) *Validation of Human Body Model VIRTHUMAN and its Implementation in Crash Scenarios*. In: BERAN, J., BÍLEK, M., HEJNOVA, M., ZABKA, P. (eds) *Advances in Mechanisms Design. Mechanisms and Machine Science*, vol. 8. Springer, Dordrecht.

²⁰¹ PAVLATA, P., VYCHYTIL, J. Simulace dopravní nehody kloubového autobusu se zaměřením na ohodnocení biomechanické zátěže cestujících. *Sborník příspěvků konference Expert Forensic Science Brno 2018*. VUT USI Brno, 2018, ISBN 978-80-214-5600-6, s. 194-206.

²⁰² <http://www.vcrashusa.com/demobiomechanics2>

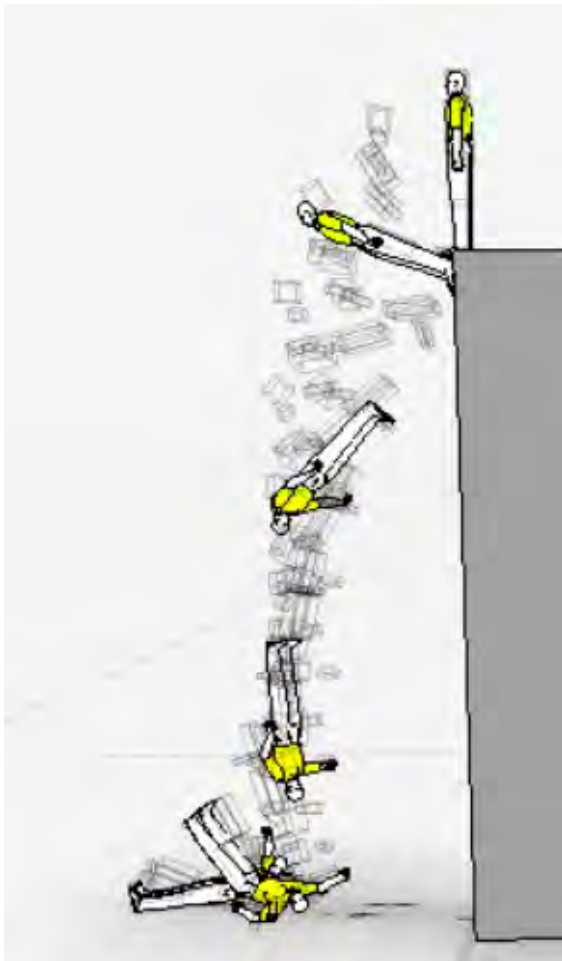
systemu velmi dobře modelovat i jiné pohyby, než jsou pohyby při analýze silničních nehod²⁰³.

Simulační program Virtual Crash je program nové generace primárně určen pro technické analýzy silničních nehod, stále se zdokonaluje a novější verze simulačního programu je možné jej úspěšně využít i pro řešení biomechanických situací. Rychlý vývoj počítačů a programového vybavení umožňuje čím dál více realizovat komplexní výpočty v reálném čase. Simulační program umožňuje zobrazit výsledky ve 3D pohledech a výstupy mohou být prezentovány mnoha diagramy a tabulkami. Komparaci kriminalistického experimentu s počítačovou simulací lze velmi dobře dokumentovat na konkrétní simulaci z experimentů s figurínou.



Obr. 5.6 - Pád z tří metrů do bazénu s vodou

²⁰³ VÉMOLA, A. *Komplexní hodnocení podpory analýzy silničních nehod simulačním programem*. Habilitační práce, ÚSI VUT Brno, 2008, s. 64.



Obr. 5.7 - Pád ze sedmi metrů



Obr. 5.8 - Pád z jedenácti metrů

Pády z výšky jsou často kriminalistickým problémem v těch případech, kdy chybí přímí svědci pádu nebo videozáznam pohybu těla, který by objasnil podstatu a mechanismus pádu. Případy, v kterých jsou pády člověka spolehlivě objasněny prostřednictvím svědectví nebo jsou dokumentovány videozáznamem, mohou být dobře objasněny bez pomoci znaleckého zkoumání. V ostatních případech je třeba odpovědět na otázku, zda byl pád důsledkem nehody, sebevraždy nebo vraždy. Jednalo se o náhlou situaci, kdy oběť omylem uklouzla, zakopla, převážila se, úmyslně skočila nebo byla oběť vytlačena či vyhozena?

Trajektorie padající osoby je závislá na několika parametrech, na výšce pádu, poloze těla v okamžiku ztráty kontaktu, dále závisí na faktu, zda je na tělo působeno vnější silou. Dopad osoby je závislý na dopadové rychlosti, mechanických podmínkách dopadové plochy a poloze těla při dopadu, tedy na jakou část těla dopadne. Pády z výšky mohou být v zásadě pasivní nebo aktivní. Pasivní pád nastává bez působení vnější síly, jen prostým vychýlením těla a těžiště těla mimo plochu opory, tělo se tak dostane do labilní polohy a dochází k pasivnímu pádu. Při aktivním pádu je tělo osoby urychleno buď vlastním odrazem (působením vlastní síly, aktivním pohybem) nebo působením vnější síly druhé osoby. Během letu může tělo měnit svou polohu a také se odchýlit od svislice pádu, dopadová poloha může mít vliv na zranění padající osoby.

Představme si situaci, že osoba stojí na římsě pod oknem, nemá možnost se jakkoliv rozběhnout a místo, kde stojí je jediné místo ztráty kontaktu. Výška pádu je 30

metrů, tělo (přesněji těžiště těla) dopadne do vzdálenosti 9 metrů, pak lze jednoduše spočítat horizontální složku rychlosti 3,64 m/s, doba pádu je 2,47 s. Zde si položíme otázku – Může se standardně fyzicky disponovaný člověk odrazit tak aby dopadl do uvažované vzdálenosti? Může být do této vzdálenosti vystrčen, vytlačen? Může takto dopadnout spontánním pohybem? Chceme-li si odpovědět na nastíněné otázky, je třeba mít k dispozici dostatečné množství experimentálně získaných dat.

Předpokládejme, že těžiště osoby padá svislou výškou a pohybuje se vodorovnou vzdáleností vzduchem. Pro relativně malé výšky (do 100 metrů) lze ignorovat účinky odporu vzduchu nebo větru. Maximální délky skoku se dosáhne při úhlu skoku 45°, takový úhel odrazu se ale v praxi nedosáhne. U skoků s rozběhem bylo empiricky zjištěno²⁰⁴, že osoby provádí skok s úhlem odrazu kolem 15°. V literatuře byla publikována studie²⁰⁵, která uvádí průměrný úhel skoku při odrazu z místa 38° a při odrazu s rozběhem 21°. Vzdálenost letu je dána horizontální rychlostí letu násobenou časem ve vzduchu. Je-li výška pádu velká, pak je čas ve vzduchu určen především výškou pádu, zatímco horizontální rychlost startu je determinována v okamžiku ztráty kontaktu. Při biomechanickém hodnocení pádu těla z výšky není samozřejmě znám úhel odrazu, ale je poměrně dobře zjištěitelná horizontální složka rychlosti.

Objektivní řešení otázky výšky a druhu pádu je možné principiálně dvěma způsoby. Jednak je to možné cestou vytvoření optimálního matematického modelu a teoretickou simulací trajektorie pádu a pozicí těla při dopadu. Nebo je možná druhá cesta, a to experimentování a simulace pádu s vhodnou figurínou, která bude splňovat vlastnosti lidského těla. Případně i využití pádů figurantů s dopadem do bezpečné dopadové plochy. Pro získání seriózních vědeckých poznatků je pak optimální komparace teoretických simulací s experimentálními údaji pádu biomechanické figuríny.

Kriminalistický experiment se často využívá v kriminalistické praxi v případech objasnování pádů z výšky. Vezměme v úvahu současnou kriminalistickou praxi – pokud se řeší problém pádu z výšky, často se využije vyšetřovací pokus. Postupuje se tak, že se buď využije nějaký model člověka (jedná se často o hadrového panáka) nebo se tento model vytvoří. Většinou tak, že se vycpe overall do podoby a hmotnosti lidského těla. V takových případech se jedná o vyloženě laický přístup, figurína člověka zcela neodpovídá realitě. Poté se realizuje několik pokusů, nechá se padat figurína z dané výšky a většinou se kriminalisté snaží variovat jednotlivé verze. Tyto nedostatky je možné eliminovat provedením počítačové simulace v rámci kriminalistického experimentu.

Možnost variování pohybových dějů s podporou simulačního programu Virtual Crash velmi dobře nahrazuje v některých případech provedení expertizního experimentu. Samozřejmě, že nejvhodnější by bylo provedení vyšetřovacího pokusu a současná počítačová simulace děje. V takových případech se získá vysoká jistota reálnosti sledovaného děje. Přispěje to k vysoké objektivizaci zkoumání a znaleckého hodnocení.

²⁰⁴ CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp 833-837.

²⁰⁵ SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.

Velmi široká komplexnost počítačových programů umožňuje posuzovat jak to, zda jsou odvozené a vypočítané výsledky v technicky přijatelném rozmezí, tak i technickou přijatelnost výpovědí jednotlivých účastníků nehody a porovnávat je se skutečností na místě činu. Ze zadokumentovaných stop na místě činu je možné velmi úspěšně zužovat meze pouze pro technicky přijatelné varianty řešení. Na druhou stranu minimum zadokumentovaných kriminalistických stop není možné učinit přesné výsledky pro právní posouzení věci.

Komparaci kriminalistického experimentu s počítačovou simulací uvedu na konkrétním příkladu.

Na přelomu roku 2013–2014 byl řešen případ, kdy došlo o silvestrovské noci k fyzické potyčce mezi třemi muži. Jeden z nich byl bodnut do břicha a kolem 4:00 byl nalezen mrtvý na dlažbě dvora. Prověřovaly se dvě zcela odlišné verze, podle výpovědi svědka a obviněného. Svědek uvedl, že útočník bodl poškozeného do břicha, přemístili se na balkon a poté jej vyhodil z balkonu dolů. Obviněný uvedl, že poškozený nenadále proskočil zavřené okno na balkon a poté se převálil přes hranu zábradlí a měl provést sebevražedný pád. V průběhu vyšetřování byl proveden vyšetřovací pokus. Výsledky vyšetřovacího pokusu prokázaly, že jedna verze (sebevražedný skok poškozeného) je nepřijatelná varianta a naopak verze o cizím zavinění je verze reálná. V procesu vyšetřování byl zpracován znalecký posudek z oboru kriminalistika, specializace forenzní biomechanika, v němž se využila počítačová simulace s podporou programu Virtual Crash. Na následujících obrázcích jsou porovnány výsledky kriminalistického experimentu (vyšetřovacího pokusu) (obr. 5.9–5.11) a počítačové simulace (obr. 5.12–5.15).



Obr. 5.9 - Prověření verze sebevraždy formou vyšetřovacího pokusu, počáteční fáze a konečná poloha figuríny (foto Straus)



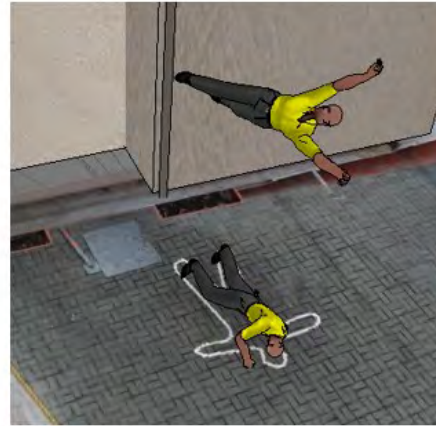
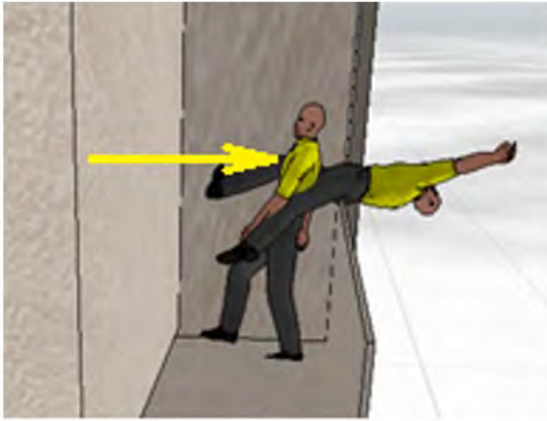
Obr. 5.10 - Prověření verze aktivního působení druhé osoby formou vyšetřovacího pokusu, počáteční fáze a přehození figuríny přes hranu zábradlí (foto Straus)



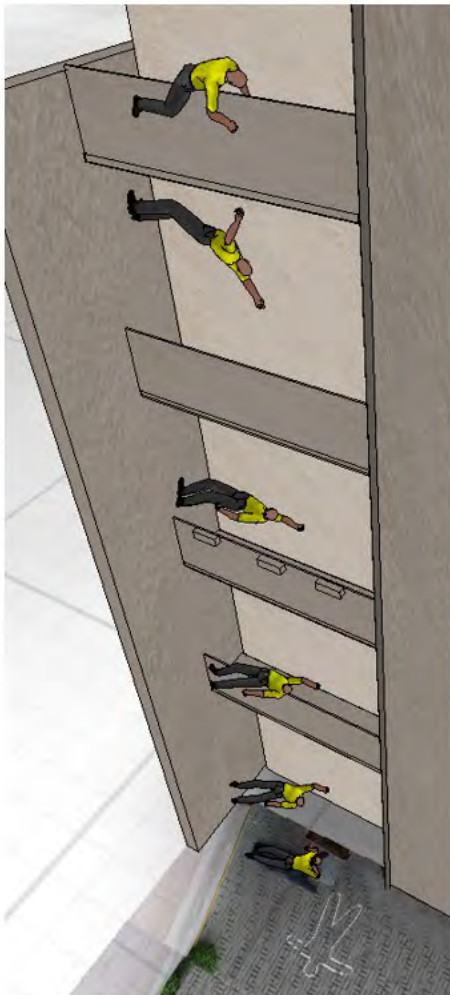
Obr. 5.11 - Prověření verze aktivního působení druhé osoby formou vyšetřovacího pokusu, konečná poloha figuríny (foto Straus)



Obr. 5.12 - Verze sebevraždy, počáteční fáze a konečná poloha, výpočet s podporou simulačního programu Virtual Crash 4 (Straus)



Obr. 5.13 - Verze aktivního působení druhé osoby, směr působící je síly vyznačen šipkou, počáteční fáze a konečná poloha, výpočet s podporou simulačního programu Virtual Crash 4 (Straus)



Obr. 5.14 - Verze sebevraždy, průběh pádu, výpočet s podporou simulačního programu Virtual Crash 4 (Straus)



Obr. 5.15 - Verze aktivního působení druhé osoby, průběh pádu, výpočet s podporou simulačního programu Virtual Crash 4 (Straus)

Využití počítačového modelu je výhodná pro řešení pohybových situací při vyšetřování trestné činnosti ve forenzně biomechanických aplikacích. Metoda přináší lepší výsledky než pokusné variování s figurínou. V počítači je možné simulovat velké množství variant, které v praxi nelze realizovat. Přesnost výsledku je závislá na množství vstupních informací a dokonalosti počítačové simulace.

Využití počítačové simulace poskytuje několik výhod, ale i nevýhod. Výhoda spočívá v poměrně rychlém řešení úlohy, simulovaná situace vysoce odpovídá realitě a lze velmi přesně rekonstruovat podmínky na místě činu. Modely osob jsou validované a jedná se o dokonale tuhá tělesa. Obecným problémem je fakt, že do modelů nelze zavést vnitřní aktivní síly, jakou jsou např. aktivity svalů. To je ovšem problém všech dosavadních simulačních programů. Hlavní výhodou výpočtu s podporou počítačové simulace je její objektivita, kvantitativní charakter analýzy, kvalitní vizualizace umožňující rychle pochopit problémy i laikům a v neposlední řadě i možnost vytvářet nepřeberné množství variací.

Díky možnostem jak výpočetním, tak vizualizačním lze pak dokonce laikům v oboru biomechaniky poskytnout jasnou představu o události, aby lépe porozuměli podstatným okolnostem případu. Rovněž lze lehce měnit nastavení vstupních parametrů a výsledky jsou pak objektivní v tom smyslu, že pohyb a interakce jsou řízeny zákony mechaniky a tedy nezávislé na osobních zkušenostech nebo názoru experta. Další velkou výhodou představuje schopnost poskytnout kvantitativní data časová, prostorová a dokonce, pokud to model dovoluje, i dynamická²⁰⁶.

Metody forenzní biomechaniky budou využívat stále více možností počítačové simulace a ukazuje se, že jsou vhodným nástrojem pro forenzně biomechanické aplikace (zejména Virtual Crash 4). Jsou to metody rychlejší, přesnější, lacinější a přináší zcela jasně širší možnosti experimentální práce. Pro další využití prezentované metody počítačové simulace bude vhodné komparovat výsledky kriminalistických experimentů s výsledky počítačového modelování.

Experiment je v kriminalistické praxi vědecky opodstatněný, procesně přípustná a praxí ověřená metoda sloužící jako prostředek k poznání a dokazování objektivní pravdy. I přes některé specifické prvky dané osobitým předmětem zkoumání (událost trestného činu) si zachovává základní principy vědecké experimentální metody poznání.

Kriminalistický experiment je v základních principech shodný s experimentem v kterékoliv jiné oblasti lidské činnosti. Při kriminalistickém experimentu může orgán činný v trestním řízení sám vyvolávat jevy analogické poznávanému jevu, měnit podmínky, za kterých jev probíhá nebo izolovat jednotlivé podmínky, prokazovat jejich prioritu významu pro vyvolaný jev atp.²⁰⁷. Zvláštnosti kriminalistického experimentu lze spatřovat v tom, že kriminalistický experiment probíhá za podmínek, za kterých proběhla kriminalisticky relevantní událost a jeho výsledky jsou zřejmé, registrovatelné

²⁰⁶ ADAMEC, J. et al. Forensic biomechanical analysis of falls from height using numerical human body models. *J Forensic Sci.* 2010; 55(6), s. 1615-23.

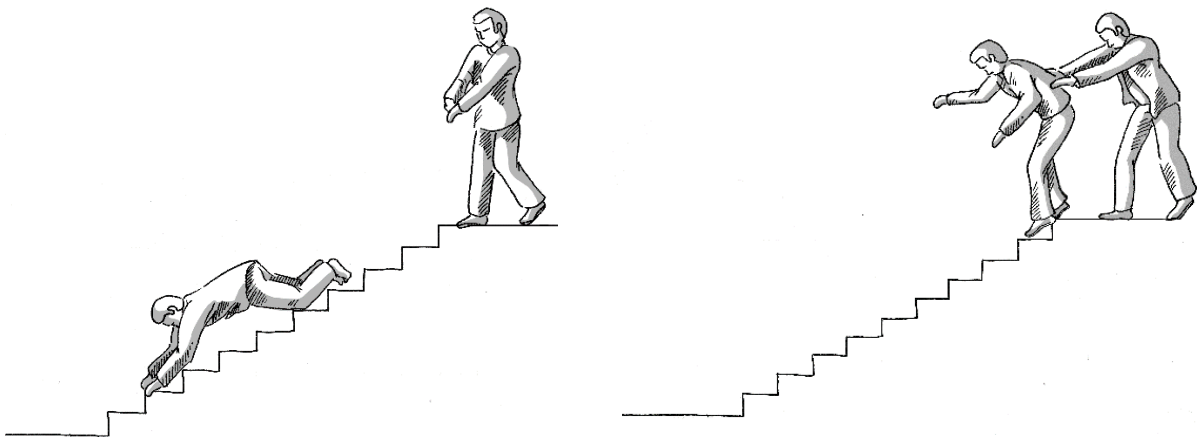
²⁰⁷ KONRÁD, Z., PORADA, V., STRAUS, J., SUCHÁNEK, J. *Kriminalistika – Kriminalistická taktika a metodiky vyšetřování*. Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2015.

pouhými smysly, bez potřeby přístrojů, složité analýzy nebo zvláštních znalostí. Objektem experimentu jsou jednotlivé okolnosti kriminalisticky významné události (např. trestného činu).

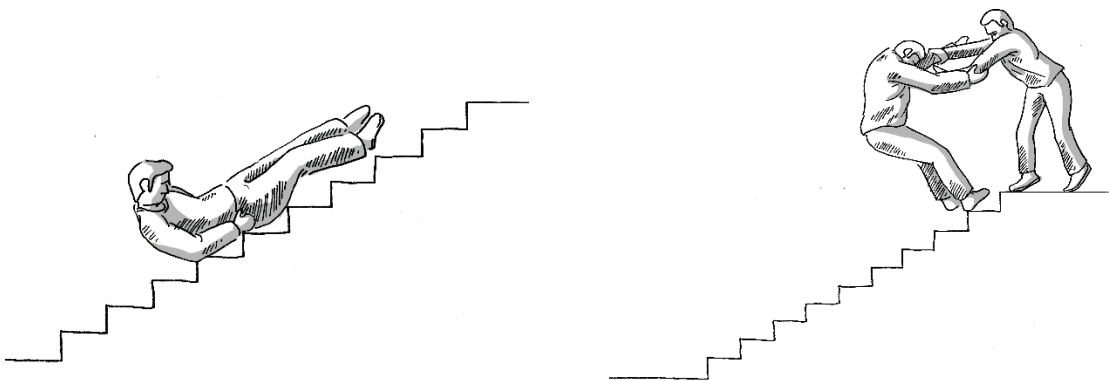
Pronikání vědy a techniky do kriminalistiky zlepšuje, zkvalitňuje a urychluje objasňování trestné činnosti. V kriminalistické praxi se často stává, že je potřeba analyzovat jednotlivé reálné varianty průběhu pohybové činnosti. Používají se jak figuranti, tak figuríny. To ale přináší komplikace, velmi často není možné „odehrát“ celý děj, tak jak uvádějí jednotliví účastníci, vzniká tak v pohybové činnosti interval pohybu, který je neurčitý. Na něj mohou mít jednotliví zainteresovaní účastníci různý názor, představivost. I když se použijí figuríny, např. při objasňování pádu těla z výšky, vznikají nedokonalosti a neurčitost pohybu těla. Počítačové simulování vhodnými softwarovými programy přibližuje realitu děje co nejpřesněji. Lze v počítači variovat všechny reálné varianty pohybu a vyjádřit tak biomechanickou přijatelnost nebo nepřijatelnost pohybu člověka. Uvedený simulační program je podle mého názoru velmi vhodný pro biomechanické modelování pohybové akce, umožňuje velmi reálně simulovat pohyb člověka.

Počítačová simulace s použitím modelů lidského těla poskytuje vysvětlení mnoha do té doby nejasných aspektů případu. Tato metoda poskytuje objektivní a kvantitativní informace umožňující daleko přesnější analýzu studovaného jevu nebo události – kinematické i dynamické parametry lidského těla a jeho interakce s okolními strukturami. Dokonce je možné zjišťovat i síly působící uvnitř organismu a díky tomu přesněji predikovat trauma. Všechny důležité neznámé parametry (počáteční podmínky numerické simulace, jako pozice těla a jeho jednotlivých segmentů, jeho orientace v prostoru, počáteční rychlost atp.) lze parametrizovat a obsáhnout tak všechny možné konstelace. Další velmi důležitou předností této metody je propracovaná a efektivní vizualizace výsledků výpočtů, která usnadňuje pochopení studovaných událostí a jevů pro soudce, státní zástupce, advokáty a policii, kteří nemusí mít hluboké biomechanické znalosti.

Využití počítačové simulace se velmi účelně využívá nejen při znaleckém hodnocení pádů z výšky, ale také při hodnocení pádu se schodů. Dosavadní výzkumy biomechaniky pádu osoby na schodišti byly závislé na experimentech s figurínou nebo s dobrovolníky. Takové experimenty jsou vždy spojené s nebezpečím úrazu. Počítačová simulace nabízí široké variování různých pohybových situací, výchozích počátečních podmínek a umožňuje velmi rozsáhlé experimentování. Na obrázcích 5.16 a 5.17 jsou schematicky uvedeny některé výsledky experimentů.



Obr. 5.16 - Znázornění pádu těla ze schodů, nákresy byly vytvořeny na podkladě vlastních experimentů, strčení dobrovolníků ze schodů

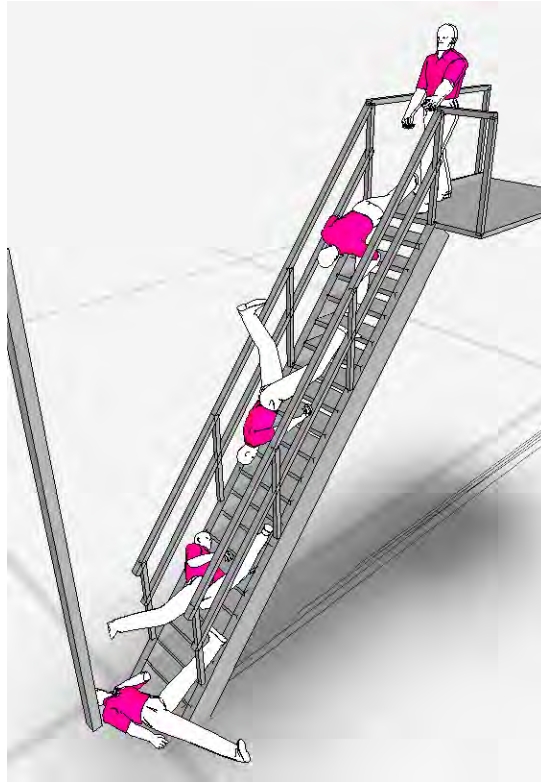


Obr. 5.17 - Znázornění pádu těla ze schodů, nákresy byly vytvořeny na podkladě vlastních experimentů, strčení dobrovolníků ze schodů

Využití počítačové simulace přiblížím v konkrétních případech:

1. Případ

Poškozený byl nalezen pod schody v hale, byl převezen do nemocnice. Úraz se dále stal na jediném místě v hale, které není monitorováno bezpečnostními kamerami. Znaleckým zkoumáním mělo být zjištěno, zda mohl pád ze schodů proběhnout tak, jak ho poškozený popsal.

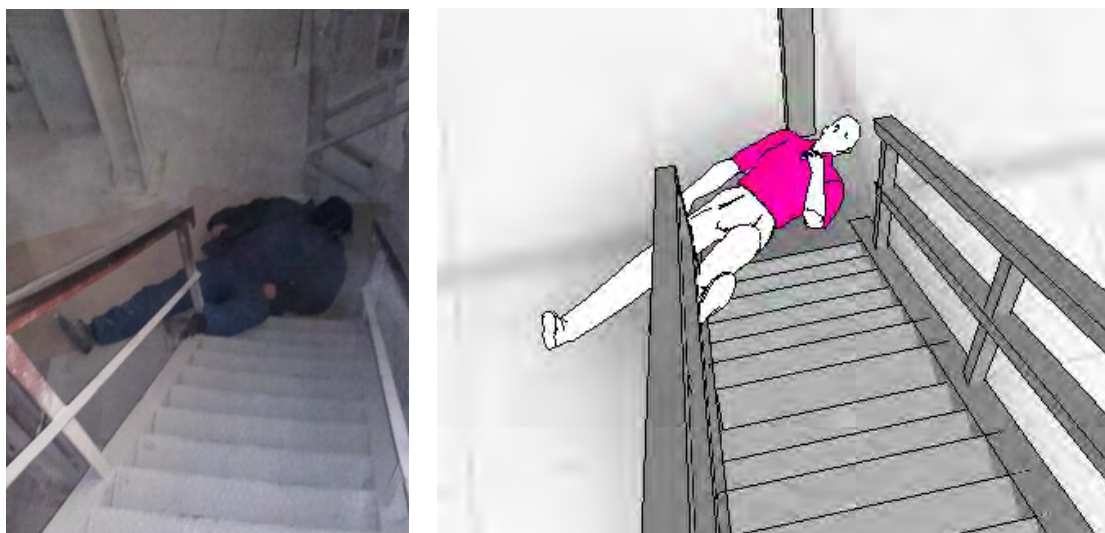


Obr. 5.18 - Pád poškozeného podle simulace ve Virtual Crash 4

Z hlediska forenzní biomechaniky je přijatelná varianta - poškozený spadl při vstupu na schodiště tak, že mu ujela levá noha po kamínku (vedl ve výpovědi), pravděpodobně kousku korundu z prvního schodu. Zavrával a jako levák se chtěl levou rukou zachytit zábradlí. To se mu nepodařilo, došlo k jeho přetočení a pádu na schodišti. Varianta je znázorněna v simulaci Virtual Crash 4 (obr. 5.18–5.20). Následující obrázky ukazují biomechanicky přijatelnou variantu.



Obr. 5.19 - Finální poloha poškozeného podle výpovědi (vlevo) a poloha poškozeného podle počítačové simulace (vpravo)



Obr. 5.20 - Finální poloha poškozeného podle výpovědi (vlevo) a poloha poškozeného podle počítačové simulace (vpravo)

2. Případ

Případ, ve kterém rozřešení přinesla počítačová simulace, byl případ, kdy mělo dojít věci ublížení na zdraví, k napadení otce svým synem. K fyzickému napadení mělo dojít tak, že syn měl shodit ze schůdků ke stavební buňce svého otce. Následkem pádu mělo dojít u poškozeného (otce) k poranění ramene, které si vyžádalo dlouhodobou léčbu s možnými trvalými následky. Skutku byli přítomni celkem 3 svědci, přítelkyně otce a manželka syna a jejich syn (vnuk otce). Svědecké výpovědi byly rozděleny na dvě skupiny s diametrálně odlišným svědectvím.

Poškozený (otec) uvedl, že vyšel po schodech k buňce, vystoupal jsem až na čtvrtý schod, váhu těla jsem už měl na podestě, jednou nohou jsem zvedal ze třetího schodu na podestu, když syn přiběhl cestičkou ze záhonu na podestu a shora mě srazil, domnívám se že asi pravou rukou, ze shora dolů pod schody, kde jsem spadl na záda na kaskádovité tvárnice a poté jsem se silou nárazu ještě překulil pod kaskádovité tvárnice, ...celou dobu jsem v ruce držel kufr, kterého jsem se podvědomě držel, ...útok jsem naprosto nečekal, ...po překulení na zámkovou dlažbu jsem rychle vstal, neboť jsem očekával další útok syna. V tu chvíli mi krvácel levý loket, bolest jsem si díky šoku zprvu neuvědomoval, ...byl to velmi neočekávaný a silný náraz.

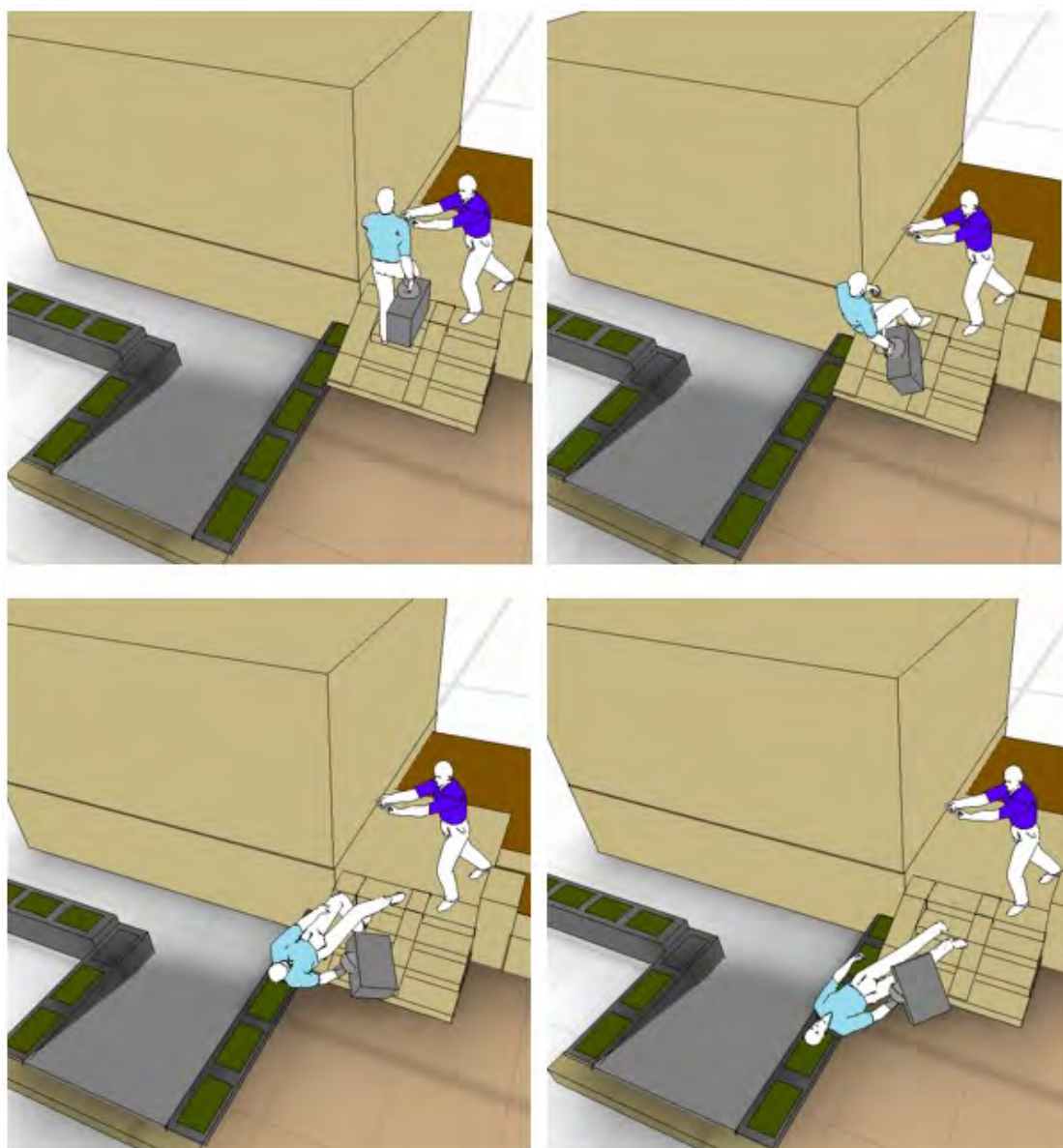
Obviněný naopak uvedl jinou verzi, vypověděl, že stál po celou dobu čelem do zahradní buňky. „Na slova otce jsem nijak nereagoval, ani jsem se neotočil. Čekal jsem, až toho nechá a odejde. To, že se ke mně přiblížil, jsem poznal tak, že zesiloval jeho hlas a pak po chvíli přišel ten úder do ramene. Abych to upřesnil, tak jsem cítil úder do levého ramena a současně ihned poté tah za to rameno ven. Jako když mě chce vyrvat ven ze dveří. Já jsem byl levým ramenem blíže futer. Tak jsem rozhodil ruce, podařilo se mi zachytit levou rukou a pravá mi po chvíli sklouzla. Tak jsem se otočil kolem levých futer zády na buňku a obličejem ven o 180 stupňů. Při tom točení jsem pocítil, že to sevření za rameno povolilo a já jsem byl rád, že jsem to ustál. Když jsem se zorientoval, tak jsem viděl otce, jak jde po schodech nahoru na dvorek.“ Neviděl otce spadnout, byl k němu zády.

V uvedeném případě byl proveden znalecký experiment (obr. 5.21) a byl zpracován znalecký posudek z oboru forenzní biomechanika, výsledná počítačová simulace je uvedena na obr. 5.22.



Obr. 5.21 - Konečná poloha figuríny při znaleckém experimentu

Z důvodu zjištění biomechanické přijatelnosti vedených variant byla provedena počítačová simulace s podporou simulačního výpočetního programu Virtual Crash. V počítačové simulaci byly zohledněny všechny rozměrové charakteristiky místa střetu, podle dokumentace, tělesná výška a hmotnost obou osob. Při počítačové simulaci byly uvažovány všechny možné a v úvahu přicházející varianty. Na následujícím obrázku (obr. 5.22) je varianta strčení do hrudníku podle výpovědi poškozeného.



Obr. 5.22 - Varianta strčení do hrudníku podle výpovědi poškozeného

Podle biomechanického hodnocení jsou teoreticky možné obě dvě verze. Jednak dopad poškozeného na záda a jednak pohyb se schodů bez dopadu, tj. pouhé seběhnutí po schodech. Pád se schodů s iniciací druhé osoby byl popsán podle verze otce (poškozeného) a jeho přítelkyně. Druhá varianta podle popisu syna (obviněného) a jeho manželky byla popsána bez dopadu na zem, poškozený pouze seběhl schody. Dopadové místo je značně nerovné s vyčnívajícími okraji a při eventuálním dopadu na záda by bylo vysoce pravděpodobné, že by poškozený utrpěl zranění na zádech. Podle lékařské dokumentace nebylo zjištěno zranění na zádech. Absence poranění zad svědčí pro variantu uváděnou obviněným synem. Pokud by došlo k úderu do hrudníku poškozeného a jeho následný pád, jak popsal poškozený, došlo by s velkou pravděpodobností k dopadu na místo tvárnici (ostré hrany, vývěska, nerovnosti) a s velkou pravděpodobností by se dala předpokládat viditelná zranění na zádech.

Vyhodnocením vstupních informací a celkovým hodnocením považuji za více pravděpodobnou variantu, že v průběhu incidentu nedošlo k pádu poškozeného otce

na zem. Rozhodnutí, zda pohyb otce byl vyvolán přímým působením syna podle verze poškozeného, nebo sklouznutím ruky poškozeného z ramene jeho syna, který se v průběhu úchopu otáčel (ať už úmyslně nebo v důsledku toho úchopu) nelze jednoznačně rozlišit, ale jako pravděpodobná varianta se jeví takový průběh, že k pádu poškozeného na záda do míst pod schody nedošlo.

3. Případ

Byl řešen případ, kdy došlo k fyzickému napadení na diskotéce, podle sdělení jednoho z mužů mělo dojít také ke sražení napadeného muže se schodů. Vlastnímu aktu sražení se schodů nebyli přítomni žádní svědci. Byl vyžádán znalecký posudek z oboru kriminalistika, specializace forenzní biomechanika s otázkou, zda je biomechanicky přijatelná varianta sražení muže se schodů úderem do hrudníku. Poškozený uvedl, že útočník jej měl udeřit otevřenou dlaní na pravou část hrudníku. V té chvíli stál v prostoru za vchodem za dveřmi asi na 30 cm širokém prostoru, než se snižuje první schod. Po tom úderu měl letět zády přes všechny schody, tak, že se při pohybu dolu nedotkl žádného schodu a to ani rukou ani jinou částí těla a dopadl zády celým tělem až na podestu mezi prvním a druhým schodištěm. Po tom pádu ležel zády na podestě. Opakovaně uvedl, že při pádu nezavadil o žádné zábradlí ani o žádný schod. Dopadl přímo na záda a zátylek hlavy na podestu. Během pádu nedošlo k žádné rotaci padajícího těla.

Ze znaleckého posudku z oboru zdravotnictví, odvětví soudní lékařství, bylo zjištěno, že poškozený utrpěl následující poranění – krevní podlitina v krajině levé očníce, nahromadění vzduchu v pravé hrudní dutině a úplný kolaps pravé plíce. Na hrudníku poškozeného nebylo zjištěno poranění, kterým by bylo možné bez pochybností doložit působení opakovaného tupého násilí o menší ploše, poškozeným, udávaný způsob napadení (zejména opakovanými kopy, šlapání apod.). Tělesné parametry obou uvažovaných osob byly následující:

Útočící muž - tělesná výška 178 cm, váha 90 kg

Napadený muž - tělesná výška 183 cm, hmotnost 73 kg

Znaleckým zkoumáním je potřeba zjistit, zda je tato situace reálná a zda je možné, aby mohlo dojít k takovému pádu při úderu druhé osoby do hrudníku poškozeného.

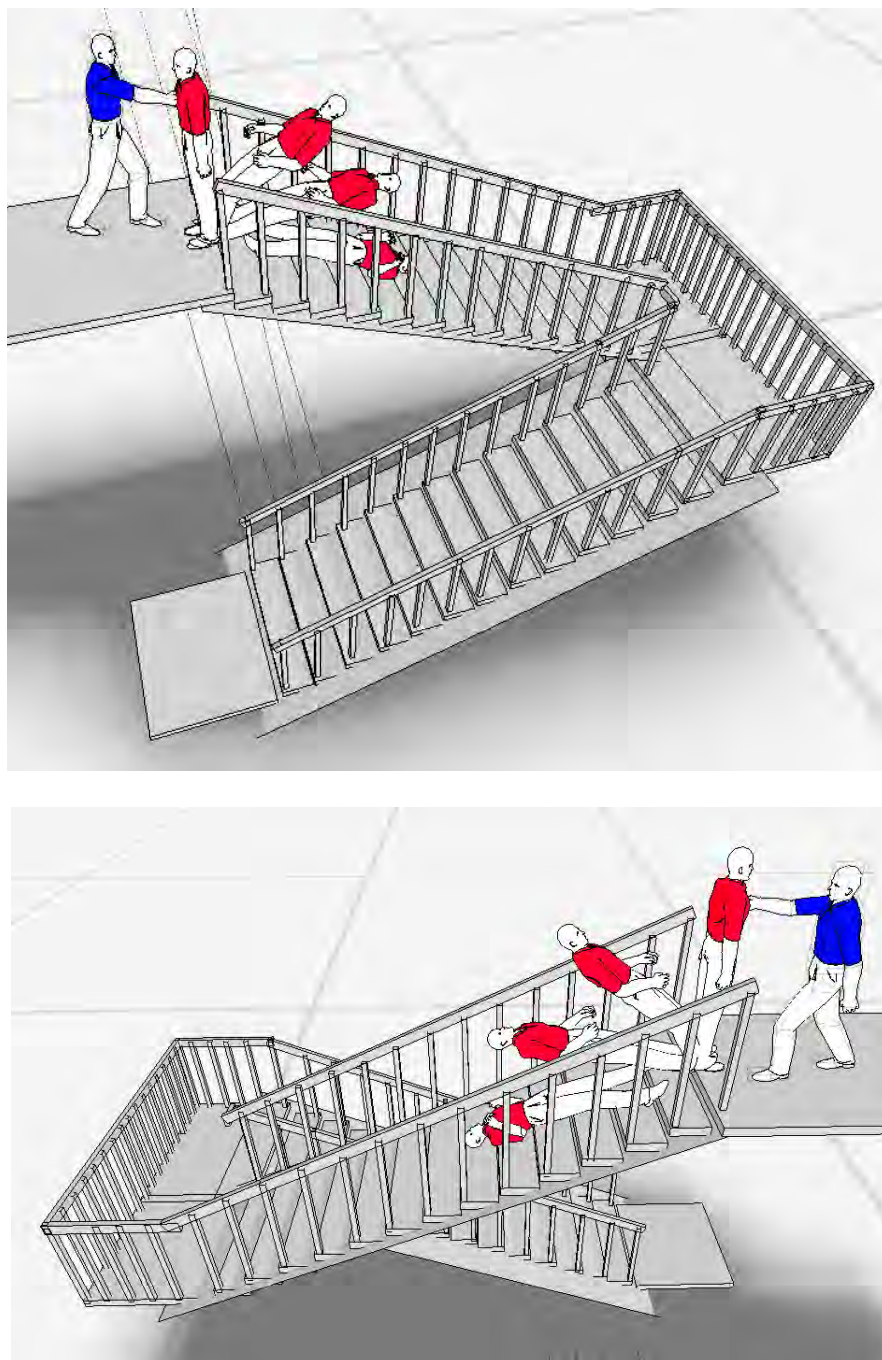
Verzi jsem simuloval v programu Virtual Crash 4. Biomechanická přijatelnost (tj. technická přijatelnost) pohybových možností je limitována zjištěním na místě činu, rozměry poškozeného a celkovou situací podle dokumentace ohledání.

Pohybová možnost poškozeného při předpokládaném skoku nebo pádu byla simulována licencovaným softwarovým programem Virtual Crash 4. Tento program využívá trojdimenzionální matematický model osoby pro tzv. simulaci dopředným výpočtem. To znamená, že vstupní údaje se mění a zadávají tak, aby vypočtená konečná poloha a vypočtený pohyb během předmětného děje co nejvíce odpovídaly skutečné konečné poloze a skutečnému pohybu. Při výpočtu srážek tato verze optimalizuje výpočet tak, aby všechny vstupní hodnoty byly jen v technicky přijatelných rozpětích. Výsledkem simulace jsou tedy vstupní hodnoty, které co nejpřesněji popisují

pohyb osob během nehodového děje. Tímto programem jsou vypočítané všechny kinetické veličiny potřebné pro posouzení pádu.

Situace byla simulována podle údajů dokumentace na místě události. Podle získaných podkladů byl proveden výpočet s podporou simulačního programu Virtual Crash 4. Jednotlivé varianty byly variovány tak, aby konečná poloha odpovídala parametrům místa činu a pádu obou osob. Simulace byla provedena podle výpovědi.

Strčení do hrudníku, do pravé části prsou poškozeného, je simulováno na obr. 5.23, úderem hmotou 90 kg o nárazové rychlosti 13 km/hod.



Obr. 5.23 - Znárodnění úderu do hrudníku osoby podle výpovědi. Výpočet s podporou simulačního programu Virtual Crash 4

Ze znaleckého hodnocení vyplývá, že pokud by byla působící síla dostatečně velká, pak dojde jen k pádu na několik prvních schodů s dopadem na hýždě, záda a případně i hlavu. Nutně by došlo ke kontaktu hýždí, zad a hlavy s hranou schodů při dopadu padající osoby na schody.

Pokud by došlo ke strčení či úderu, jak jej popsal napadený muž ve svém výslechu, při hlavním líčení poškozený, pak poškozená osoby dopadne na horní část schodiště. Nutně by došlo ke kontaktu hýždí, zad a hlavy s hranou schodů. Z hlediska hodnocení forenzní biomechaniky je zcela nepřijatelné, že by mohlo dojít k tak dlouhému pádu, aby poškozený dopadl bez jakéhokoliv kontaktu na podestu schodiště, tedy tak, jak uvedl napadený. *Při pádu jsem nezavřel ani o žádné zábradlí ani o žádný schod. Dopadl jsem přímo na záda a zátylkem hlavy na podestu. Během pádu nedošlo k žádné rotaci mého těla. V žádném případě nemůže dojít k dopadu strčené osoby letem přes celé schodiště s dopadem na podestu.*

Napadený při hlavním líčení u soudu uvedl: *Po tom úderu jsem letěl zády přes všechny schody tak, že jsem se přitom pohybu dolu nedotkl žádného schodu a to ani rukou ani jinou částí těla a dopadl jsem zády celým tělem až na podestu mezi prvním a druhým schodištěm. Po tom pádu jsem ležel zády na podestě. Uvedená verze napadeného je nereálná a z hlediska forenzní biomechaniky zcela nepřijatelná.*

Z hlediska forenzní biomechaniky je nutné konstatovat, že při pádu osoby na schodech působí na dopadající tělo síly způsobené kontaktem hrany schodu. Pokud by tělo dopadlo až na podestu schodiště, pak této polohy lze dosáhnout při rychlosti pádu 18 km/hod a na tělo by při dopadu působily velmi vysoké síly.

4. Příklad

Forezně biomechanické posouzení umožňuje provést vysoce pravděpodobnou rekonstrukci pohybového děje. V řadě případů se biomechanické zkoumání může využít při posuzování pracovních úrazů. Například v mnoha případech je potřebné, aby forenzní biomechanik posoudil slučitelnost zranění nebo škod uplatněných při nehodě nebo s danými pracovními podmínkami.

V případech biomechanického hodnocení nejen dopravních nehod, ale v oblastech úrazů se mohou problémy výrazně lišit. Řešení každé situace je nutné řešit pomocí vhodných nástrojů naprosto individuálně případ od případu.

Nástroje, které má forenzní biomechanik v souvislosti s problémy, které lze připsat mechanickým traumatům, sahají od jednoduchých trojrozměrných geometrických modelů až po analytické dynamické modely. Všechny modely jsou založené na volném modelování tělesných diagramů nebo modelování založené na principu hybnosti a na principu zachování energie, kinematické a dynamické numerické modely systémů pevných těles a modely konečných prvků pro strukturální zkoumání.

3D modelování těl a prostředí, ve kterém k nehodě došlo, je velmi důležité vzhledem ke schopnosti ohlašovat velké množství informací vše ve stejném prostoru a umístit je do vzájemného vztahu, který pomáhá vyloučit možnosti, které projevují nekonzistenci.

V některých případech by mělo přesné trojrozměrné modelování stačit ke zvýraznění prvků dynamiky nehody, které jsou užitečné ve forenzním sporu²⁰⁸.

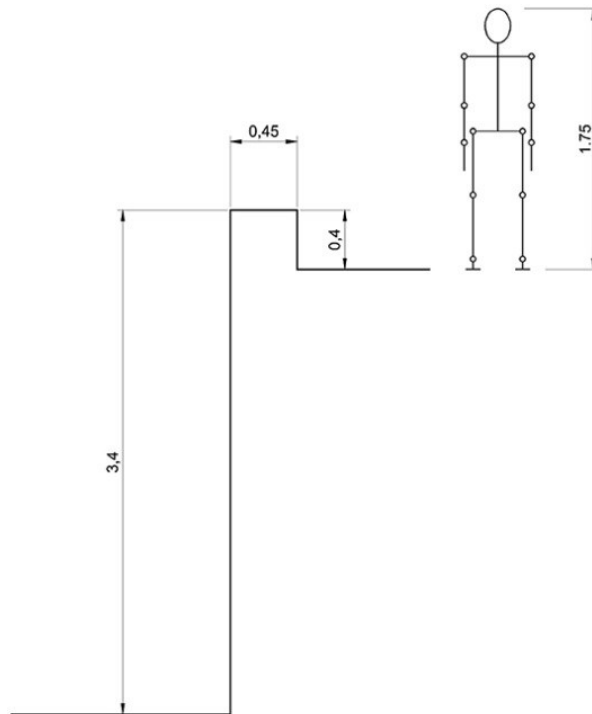
Byl analyzován případ, který se týká nehody na staveništi. Muž šel po silnici, po jejímž okraji byla nízká zeď, za níž byla prohlubeň asi 3 m. Muž náhle spadl přes zeď. V tomto případě je nutné rekonstruovat průběh pádu, aby bylo možné pochopit, jak se člověk náhodou dostal přes zeď. Vypadl muž přes překážku? Pohyboval se muž dopředu ke zdi? Nebo se pohnul dozadu a narazil?

Při pádu muž dopadl primárním nárazem hlavou na zem a nepamatoval si na průběh pádu, na místě pádu nebyli žádní svědci. Jediné dostupné údaje jsou, že poškozený byl nalezen na zemi v poloze přibližně kolmé ke zdi, s nohama blízko ke zdi a hlavou od zdi s obličejem nahoru. K vyřešení případu, byl nejprve uvažován zjednodušený analytický model, který se však ukázal jako nespolehlivý. Poté byl použit přístup založený na více tělech, který byl numericky vyřešen pomocí simulačního softwaru.

Pokud chceme pokračovat v analytickém modelování, je nutné výrazně zjednodušit chování lidského těla jeho aproximací na tuhý rovnoběžníkový prvek. Tímto způsobem je možné velmi reálně odhadnout rychlost, s jakou se tělo pohybovalo směrem ke zdi, a dosáhnout nárazu na zem po nárazu na zeď. Problém musí být rozdělen do fází. V první fázi uvažujeme tělo, které se pohybuje vodorovně směrem ke stěně s počáteční rychlostí, což je rychlost nárazu s nízkou stěnou. V této fázi nemá působení gravitace žádný účinek vzhledem k omezení, které představuje silnice. Po nárazu na zeď se tělo začne otáčet dopředu. Vzhledem k principu zachování momentu hybnosti, je možné odvodit lineární rychlost a úhlovou rychlost, kterou má tělo po nárazu na zeď. Tento stav představuje počáteční podmínky pro druhou fázi problému, ve kterém se tělo otáčí dopředu, klesá dolů kvůli gravitační síle, podle parabolické dráhy. Pohyb lze považovat za složený parabolickým pohybem těla, jehož hmota je soustředěna ve svém středu hmoty, s počáteční vodorovnou rychlostí rovnající se rychlosti bezprostředně po nárazu plus rotačním pohybem kolem středu hmoty s úhlovou rychlostí. Studovanou situaci a stanovení jednotlivých variant je možné pomocí počítačové simulace.

Výška muže, který byl nalezen po dopadu na zemi v bezvědomí, byla 1,75 m a hmotnost 75 kg. Na obr. 5.24 je uvedeno schéma použitého antropomorfního modelu ve srovnání s profilem stěny nehody.

²⁰⁸ DURANTE, F. Tools and Biomechanical Modeling Use in Legal Disputes: Some Case Studies. *Front. Bioeng. Biotechnol.* [online]. [cit. 2019-12-17]., <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00429>



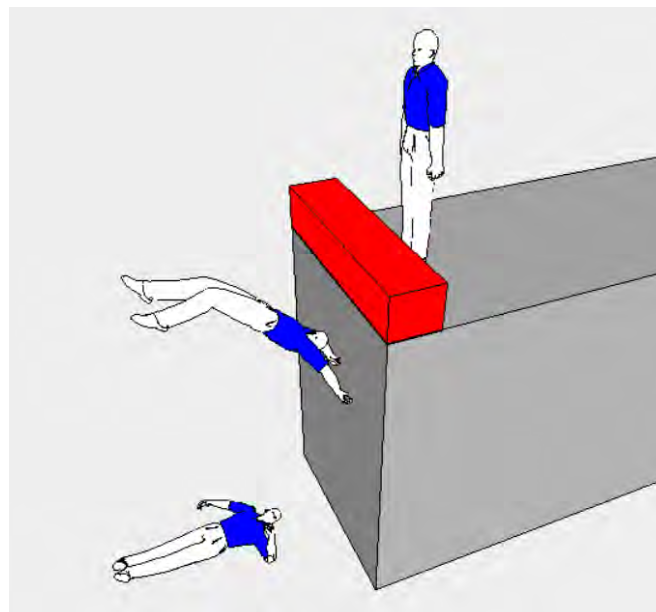
Obr. 5.24 - Situace na místě pádu, geometrické rozměry překážky, výšky pádu²⁰⁹

Rychlost pohybujícího se muže k překážce byla variována od 0,5 do 2 m/s, tato rychlost pohybu byla považována za rychlost, při které došlo k nárazu muže na zeď. Problémem bylo zjistit, jaká byla skutečná dynamika nehody vzhledem k tomu, že nikdo nehodu neviděl a oběť si nic nepamatovala. Obrázky 5.25–5.27 ukazují tři simulace týkající se tří různých počátečních podmínek. Během pádu do statického stavu dochází k vývoji orientace kmene, který je považován za pozitivní dopředu a negativně dozadu. První souvisí s pohybem muže dopředu s obličejem směrem ke zdi. Druhý souvisí s pohybem muže dozadu zády ke zdi. Třetí se týká pohybu člověka po zdi zády k prázdnosti. Prvním výsledkem bylo, že rychlost 0,5 m/s nebyla dostatečná pro pád v prvním a druhém případě, u nichž byla nutná rychlost člověka 2 m/s, zatímco v posledním případě velmi malá rychlost chůze je dostačující. Pro simulaci byla zvolena rychlost chůze 0,5 m/s. Je vidět, že v prvním případě byla konečná orientace kmene asi 260° , což znamená, že na konci pádu měl člověk obličej vzhůru a hlavu blízko zdi, ale to nebyl skutečný případ, ke kterému došlo. Ve druhém případě je konečná orientace kmene asi -235° , což znamená, že muž měl obličej dolů a hlavu blízko zdi, takže opět musíme dojít k závěru, že k tomu nedošlo. Orientace je asi -90° s hlavou daleko od stěny.

²⁰⁹ DURANTE, F. Tools and Biomechanical Modeling Use in Legal Disputes: Some Case Studies. *Front. Bioeng. Biotechnol.* [online]. [cit. 2019-12-17]., <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00429>



Obr. 5.25 - Počítačová simulace pádu muže, který kráčet tváří k překážce. V konečné poloze byl nalezen hlavou ke svislici pádu, konečná poloha lehu na zádech. Při pádu se délková osa těla otočila o 270° (vpřed)²¹⁰

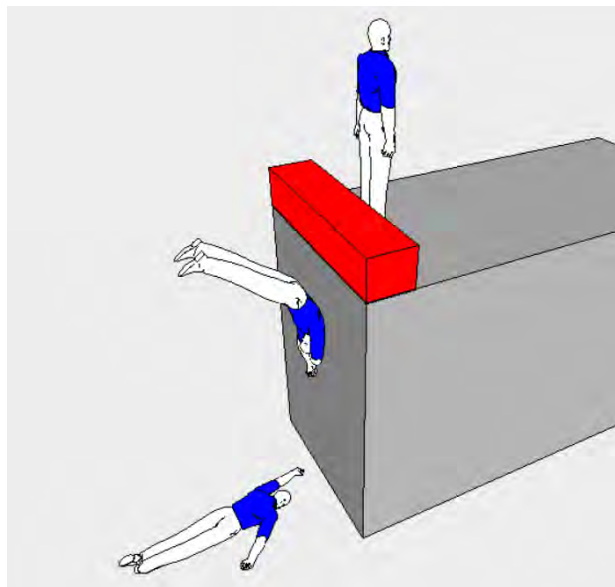


Obr. 5.26 - Počítačová simulace pádu muže v podmínkách simulačního programu Virtual Crash 4

²¹⁰ DURANTE, F. Tools and Biomechanical Modeling Use in Legal Disputes: Some Case Studies. *Front. Bioeng. Biotechnol.* [online]. [cit. 2019-12-17]., <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00429>



Obr. 5.27 - Počítačová simulace pádu muže, který se pohyboval zády k překážce. V konečné poloze byl nalezen hlavou ke svislici pádu, konečná poloha v lehu na bříše a hrudníku. Při pádu se délková osa těla otočila o -270° (vzad)²¹¹

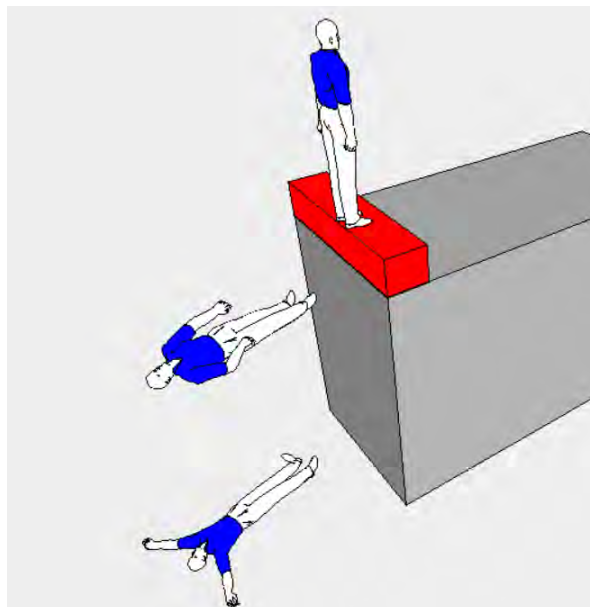


Obr. 5.28 - Počítačová simulace pádu muže v podmínkách simulačního programu Virtual Crash 4

²¹¹ DURANTE, F. Tools and Biomechanical Modeling Use in Legal Disputes: Some Case Studies. *Front. Bioeng. Biotechnol.* [online]. [cit. 2019-12-17]., <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00429>



Obr. 5.29 - Počítačová simulace pádu muže, který stál na hraně pádu. V konečné poloze byl nalezen hlavou od svislice pádu, nohy blíže k místu pádu, konečná poloha v lehu na zádech. Při pádu se délková osa těla otočila o -90° (vzad)²¹²



Obr. 5.30 - Počítačová simulace pádu muže v podmínkách simulačního programu Virtual Crash 4

V tomto uvažovaném případě problém vyžadoval řešení, které nebylo možné snadno vyřešit analytickým modelováním. Ukázalo se, že s takovými zjednodušeními, která umožňují snadné řešení, tj. Vzhledem k tomu, že padající těleso je pouze jedno tuhé těleso, není analytický model spolehlivý. Proto bylo nutné zvážit antropomorfní model s 9 segmenty pro řešení, v nichž bylo postupováno numericky pomocí multibody přístupu. V tomto případě bylo řešení složitější než v prvních dvou případech. Rozhodujícím prvkem bylo získat přesnou polohu, ve které byl pracovník po pádu nalezen na zemi. Pomocí modelu simulujeme pád ze zdi v různých výchozích podmínkách a změříme rotaci trupu během pádu, aby bylo možné určit polohu těla před pádem. Ve skutečnosti je podmínka nalezení těla s obličejem směřujícím vzhůru a hlavou směrem od stěny kompatibilní pouze s pádem shora nad stěnou se zády směřující k dutině s rotací kmene rovnou asi -90° .

²¹² DURANTE, F. Tools and Biomechanical Modeling Use in Legal Disputes: Some Case Studies. *Front. Bioeng. Biotechnol.* [online]. [cit. 2019-12-17]., <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00429>

6. Mortalita pádu

Jaká výška pádu je smrtelná? Otázka, na kterou není jednoznačná odpověď. Odpověď můžeme hledat ve výzkumech soudních lékařů, které jsou založeny na velkých souborech pozorování následků pádu člověka z výšky.

Obecně můžeme říci, že intenzita zranění a limita pro přežití při pádu z výšky záleží na dopadové rychlosti, mechanických podmínkách dopadové plochy (měkký nebo tvrdý povrch), dopadové poloze (dopad na nohy, na hlavu, na hrudník). V literatuře se uvádějí i jiné faktory, které ovlivňují mortalitu zranění.

Neexistuje žádná pevná výška, kterou bychom mohli definovat jako smrtelnou výšku, ze které by padající člověk nepřežil. Existuje příliš mnoho proměnných, které budou dominovat faktoru mortality²¹³. Kritická výška koreluje s útlumem nárazu nebo absorpcí nárazu povrchového materiálu. Americká lékařská společnost pro traumatická zranění uvádí, že kritický práh pro smrtelný pád z výšky je 6 metrů. Studie vychází z analýzy zranění více jak stovky pacientů, kteří přežili pád z výšky.

Podle záchranářů první pomoci (v Kanadě) pád z jakékoli výšky nad 5 metrů může mít za následek vážné zranění, které by mohlo vést ke smrti.

Lesní dělníci a stromoví arboristé mají za kritickou výšku 9 metrů jako „mezí hodnotu“ pro smrtelnost při pádu. To znamená, že pád z této výšky a větší vede s vysokou pravděpodobností ke smrtelným následkům. Představte si, že po pouhých 27 metrech volného pádu dopadne tělo v rychlosti 80 km/h. Přežití při těchto rychlostech prostě není tak vysoké.

Parametry pádu podílející se na mortalitě

Významný zdroj pro studium mortality při pádu z výšky přináší studie, která analyzovala 114 případů a analyzovala jednotlivé faktory smrtelných následků²¹⁴. Výsledky jsou srovnány s předcházejícími studiemi²¹⁵. Pády byly rozděleny do čtyř výškových skupin²¹⁶:

- Pády z výšky mezi 0 a 3 m;
- Pády z výšky 3 až 6,1 m;
- Pády z výšky mezi 6,1 až 9,0 m;
- Padá z výšky více než 9,1 m.

Pro lepší analýzu důsledků pádů z výšky byly případy rozděleny do čtyř skupin podle důsledků:

²¹³ Viz pád Vesny Vulovic v roce 1971, po havárii letadla přežila pád z výšky 10 160 metrů. Na druhé straně je dokumentováno velké množství případů, kdy člověk zemře po pádu ze stoje, uklouznutím a dopadem na hlavu.

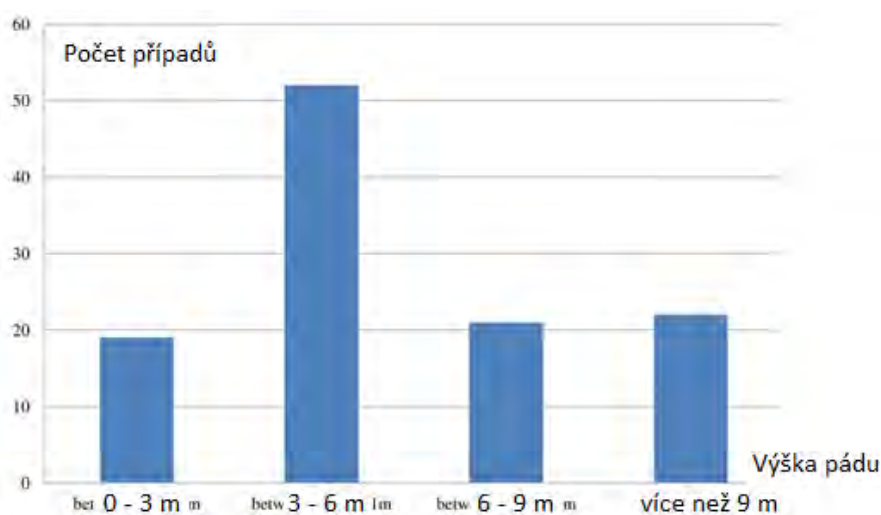
²¹⁴ ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.

²¹⁵ HUANG, X., HINZE, J. & ASCE, M. (2003). Analysis of construction worker fall accidents. *Journal of Construction Engineering and Management*, 129, 262-271.

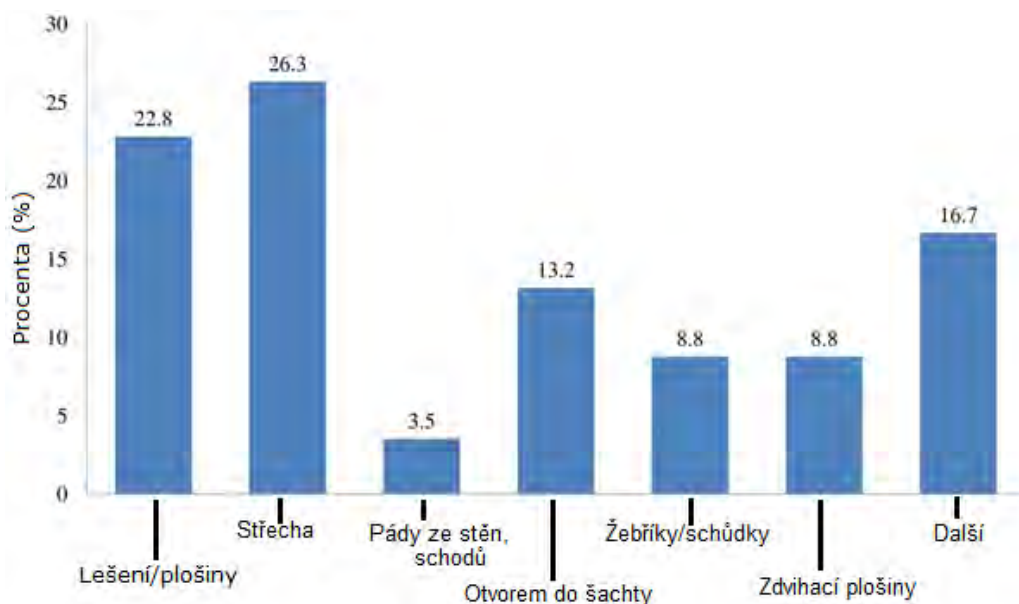
²¹⁶ KANG, Y., SIDDIQUI, S., SUK, S. J., CHI, S., KIM, C. (2017). Trends of fall accidents in the U. S. construction industry. *Journal of Construction Engineering and Management*, 143(8), 1-7.

- Nic zraněného (pohmožděniny, drobné popáleniny a puchýře, drobné řezy na hlavě);
- Dočasné postižení (zlomená noha, kotník, žebra);
- Trvalé postižení (vážné poranění páteře nebo ochrnuté od pasu dolů);
- Smrt (včetně okamžité smrti a smrti, která nastala po nějaké době, ale která byla spojena s poraněním v souvislosti s pádem).

V zahrnutých studiích se výška pádu pohybovala v rozmezí 1,2 až 42 metrů, přičemž 19 případů bylo mezi 0 a 3 m; 52 případů od 3 do 6,1 m; 21 případů mezi 6,1 a 9,0 m; a 22 případů více než 9,1 m. Rozdělení případů na skupinu je znázorněno na obr. 6.1.



Obr. 6.1 - Rozložení zjištěných případů podle výšky pádu²¹⁷



Obr. 6.2 - Rozložení zjištěných případů podle místa pádu²¹⁸

²¹⁷ KANG, Y., SIDDIQUI, S., SUK, S. J., CHI, S., KIM, C. (2017). Trends of fall accidents in the U. S. construction industry. *Journal of Construction Engineering and Management*, 143(8), 1-7.

²¹⁸ ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.

Data analyzovaná v zahraničních studiích^{219, 220} ukazují, že k pádům z výšky dochází většinou při práci na střeších, lešeních a plošinách, což představuje téměř 50 % všech analyzovaných případů. Závažné důsledky byly zastoupeny ve velkém počtu případů, s trvalým zdravotním postižením došlo v 17 (≈ 15 %), zatímco úmrtí ve 41 (≈ 36 % všech analyzovaných případů). Pády z výšky nad 9,1 m je možné považovat z 33,9 % za fatální pády, to je v souladu se zjištěními z jiné studie, kde pády nad 9,1 m tvořily více než třetinu fatálních pádů²²¹.

Tabulka 1 - Vztah výšky pádu a závažnost zranění²²²

Výška pádu (m)	Žádné zranění po dopadu	Dočasné postižení po dopadu	Trvalé následky pádu	Smrtné následky pádu	Celkem
0–3,0	1 (5 %)	12 (63 %)	4 (21 %)	2 (11 %)	19 (100 %)
3,1–6,0	4 (8 %)	27 (52 %)	8 (15 %)	13 (26 %)	52 (100 %)
6,1–9,0	0 (0 %)	8 (38 %)	3 (14 %)	10 (48 %)	21 (100 %)
Více než 9,1	0 (0 %)	4 (18 %)	2 (9 %)	16 (73 %)	22 (100 %)
Celkem	5 (4 %)	51 (45 %)	17 (15 %)	41 (36 %)	114 (100 %)

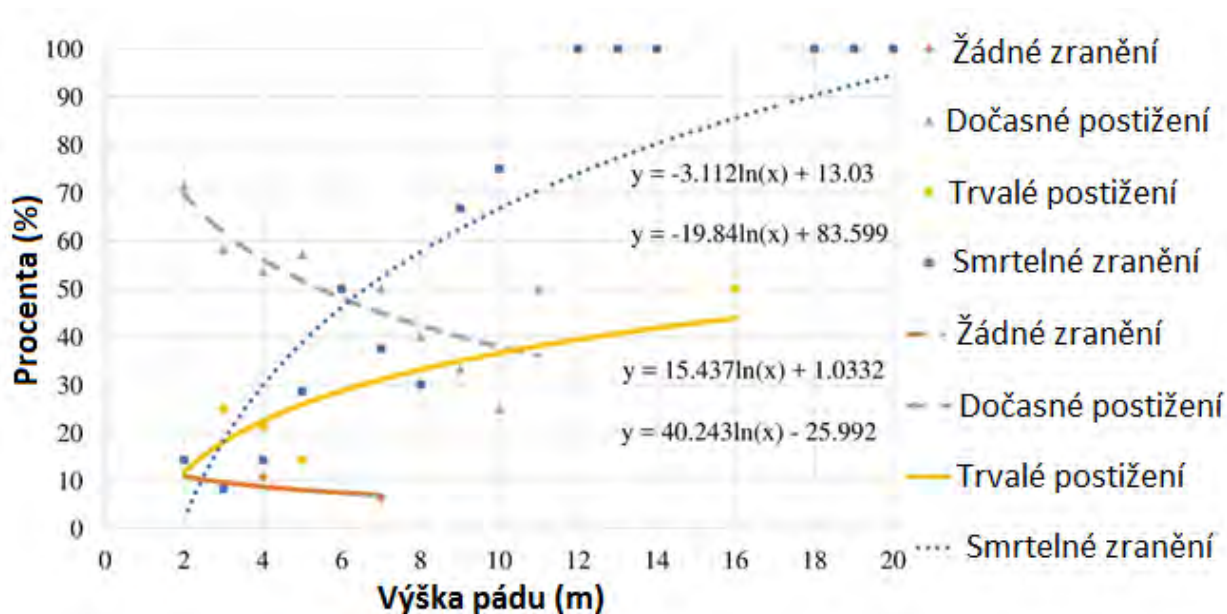
Výsledky empirického šetření je možné vyjádřit graficky, výsledky jsou uvedeny na obr. 6.3, grafické závislosti ukazují závažnost následku v závislosti na výšce pádu (vertikální vzdálenosti) a procentuálním výskytu každého následku. Závislosti jsou uvedeny jako logaritmické tendence křivek (vybrány proto, že minimalizují celkovou R² hodnotu) s jejich rovnicí pro každý důsledek. Závažnost zranění se zcela logicky liší podle výšky pádu. Ačkoli pád z jakékoli výšky může mít za následek jakýkoli z uvažovaných důsledků, výsledky ukazují, že pád z výšek nad 20 m by měl mít za následek smrt, zatímco jiné následky by se mohly stát pouze náhodou.

²¹⁹ KANG, Y., SIDDIQUI, S., SUK, S. J., CHI, S., KIM, C. (2017). Trends of fall accidents in the U. S. construction industry. *Journal of Construction Engineering and Management*, 143(8), 1-7.

²²⁰ HUANG, X., HINZE, J. & ASCE, M. (2003). Analysis of construction worker fall accidents. *Journal of Construction Engineering and Management*, 129, 262-271.

²²¹ DONG, X. S., FUJIMOTO, A., RINGEN, K., MEN, Y. (2009). Fatal falls among Hispanic construction workers. *Accident Analysis & Prevention*, 41(5), 1047-1052.

²²² ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.



Obr. 6.3 - Důsledky v závislosti na výšce pádu²²³

Obr. 6.3 ilustruje tendence důsledků závislosti klesající výšce, dokládají, že zvýšení výšky pádu byla tendence²²⁴:

- $y = -3.112\ln(x) + 13.03$
- $y = -19.84\ln(x) + 83,599$
- $y = 15,437\ln(x) + 1,0332$
- $y = 40,243\ln(x) - 25,992$

Je také důležité si povšimnout, že v některých případech následek vedl k dočasnému postižení, zatímco by to mohlo snadno vyústit v smrt. Například v jednom případě došlo k pádu osoby, která byla 10 dní na přístrojích na podporu života, nebo v jiném případě, že se nemohla vrátit do práce po dobu 2 let.

Nejnižší výška pádu, z níž došlo ke smrtelným následkům, byla 1,8 m. Při analýze případů úmrtí z relativně malých výšek bylo zjištěno, že všichni zemřeli v důsledku primárního dopadu na hlavu, padající utrpěli těžká zranění hlavy, zlomené lebky nebo dopadli hlavou na obrubník. Tato zjištění jsou v souladu se studií²²⁵, která zjistila, že trauma hlavy byla příčinou smrti v 11 z 19 případů, které byly od 9 m nebo méně (58 %). Výsledky studií uvádějí, že zranění hlavy mají za následek úmrtí z nižších výšek. Na druhé straně byla analyzovaná úmrtí z výšek nad 10 metrů²²⁶ způsobená hlavně polytraumatem (72 %) a pouze $\approx 24 \%$ (8/33) traumatem hlavy.

²²³ ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.

²²⁴ ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.

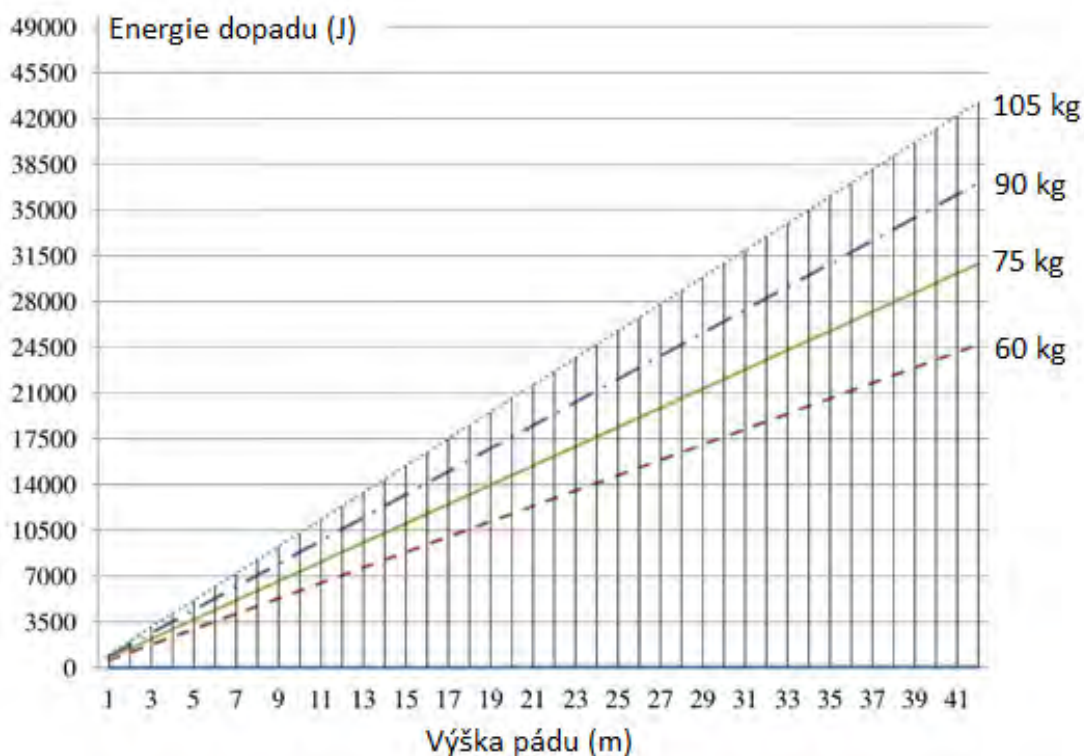
²²⁵ TÜRK, E. E., TSOKOS, M. (2004). Pathologic features of fatal falls from height. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 25(3), 194-199.

²²⁶ TÜRK, E. E., TSOKOS, M. (2004). Pathologic features of fatal falls from height. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 25(3), 194-199.

V praxi k pádům z výšky obvykle dochází při přepravě těžkých a objemných materiálů na kluzkém a šikmém povrchu, nejčastěji při práci²²⁷. Proto by se v případě pracovních činností v tomto případě mohlo uvažovat o nošení přileb pro činnosti na stejné úrovni, zatímco u činností ve výškách je třeba věnovat zvláštní pozornost uplatňování opatření k řízení rizik.

Aby bylo možné dále analyzovat pádové důsledky a lépe porozumět tomu, jak některé faktory prospívají přežití pádu z vyšších výšek, je třeba zahrnout více údajů o osobách, které padly, a vysvětlit, jak k nim došlo. Například energii pádu (nárazu) lze vypočítat pomocí údajů o výšce pádu a hmotnosti lidského těla: $E = mgh$ (J).

Výsledky výpočtů ohledně pádové energie pro čtyři různé osoby (tělesná hmotnost 60, 75, 90 a 105 kg) a jsou ilustrovány na obr. 6.4.



Obr. 6.4 - Hmotnost lidského těla a její vztah k energii pádu a výšce pádu²²⁸

Jak je znázorněno na obr. 6.4, energie pádu 10 500 J odpovídá pádu člověka s tělesnou hmotností 105 kg z výšky 10m, 90 kg od 12m, 75 kg od 14m a 60 kg od 18m. Proto by dopad pádu ze stejné výšky byl mnohem méně nebezpečný u lidí, kteří mají nižší tělesnou hmotnost ve srovnání s těmi těžšími, pro něž to znamená menší šanci přežít pád.

Obecně je míra úmrtnosti vyšší při pádech z vyšších míst ve srovnání s nižšími místy pádu. Zjištěná úmrtnost při pádech z výšky větší než 12 metrů byla 50 % a při

²²⁷ WIERSMA, M., CHARLES, M. (2006). Occupational injuries and fatalities in the roofing contracting industry. *Journal of Construction Engineering and Management*, 131(11), 1233-1240.

²²⁸ ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.

pádech z výšky větší než 18 metrů byla úmrtnost při dopadu 100 %²²⁹. Úmrtnost způsobená pády z výšky větší než 6 metrů byla v jedné studii²³⁰ 22,7 %. Úmrtnost způsobená pády z výšky větší než 9 metrů byla zjištěna 23,5 %. Al a kol.²³¹ zjistili, že průměrná výška pádu byla $3,2 \pm 2,4$ metru a Yagmur a kol.²³² zjistili, že to bylo $4,5 \pm 2,6$ metrů. Průměrná výška pádu $2,51 \pm 3,7$ metrů u všech pacientů a $6,79 \pm 9,87$ metrů u těch, kteří zemřeli. Hlavními příčinami pádů z výšky jsou sebevraždy, nehody na pracovišti a neúmyslné nehody.

Pády z výšky představují jedno z hlavních rizik, které každoročně způsobují více než 2,78 milionu úmrtí a přibližně 374 milionů pracovních úrazů. Analýzou zahrnutých studií bylo zjištěno, že typická nehoda pádu z výšky by byla ve 45,6 % z výšek mezi 3 až 6,1 metru a v 49,1% v důsledku pádu z lešení nebo střech. Důsledky tohoto pádu by měly za následek smrt, kdyby člověk padl na hlavu a utrpěl trauma, zatímco pokud ne, procento představující přežití by bylo ≈ 55 %, v závislosti na hmotnosti osob a také na materiálu, na který by spadl. Jak ukazují údaje, v 98 % bylo možné použít opatření, která však nebyla aplikována. Mezi neprovedenými (neúspěšnými) opatřeními to jsou: v 81,6 % pracovní postupy (správné opatření); v 65,8 % zábradlí, bariéry a ochrana hran (technické opatření); v hodnocení rizika 60,5 % pracovní plošina/lešení (technické opatření). Lze proto dojít k závěru, že pády z výšky představují velké riziko pro pracovníky, kterému by bylo možné zabránit vhodným dodržováním bezpečnosti.

Národní databáze traumatických dat uvádí pády jako nejčastější příčinu úmrtí ve vyšším věku²³³. Nejvyšší podíl úmrtí (19,2 %) z pádů byl u osob ve věku ≥ 55 let. V naší studii to bylo u jedinců starších 61 let a průměrný věk všech úmrtí byl $55,27 \pm 26,46$ let.

Závěrem lze říci, hlavní parametry, které rozhodují o tom, zda člověk při pádu z výšky přežije, jsou věk, výška pádu, místo pádu, zranění hlavy a míchy a skóre traumatu související s úmrtností. Hlavními příčinami úmrtí byly subarachnoidální krvácení a subdurální hematom.

Jak je vidět, odpovědět na otázku „Jaká výška pádu je smrtelná?“ není jednoduchá a nelze odpovědět jen uvedením vertikální výšky pádu. Na smrtelných následcích při dopadu se podílí mnoho faktorů.

V souvislosti s výzkumem biomechaniky pádu z výšky bylo provedeno dotazníkové šetření zaměřené na skupinu lidí, kteří utrpěli pád z výšky vyšší jak 5 m a přežili. Hlavním cílem výzkumu bylo zjistit, na co v průběhu pádu z výšky lidé myslí, co

²²⁹ TURGUT, K., SARIHAN, M. E., COLAK, C., GUVEN, T., GURBUZ, S. Falls from height: A retrospective analysis, *World J Emerg Med.* 2018; 9(1): 46–50.

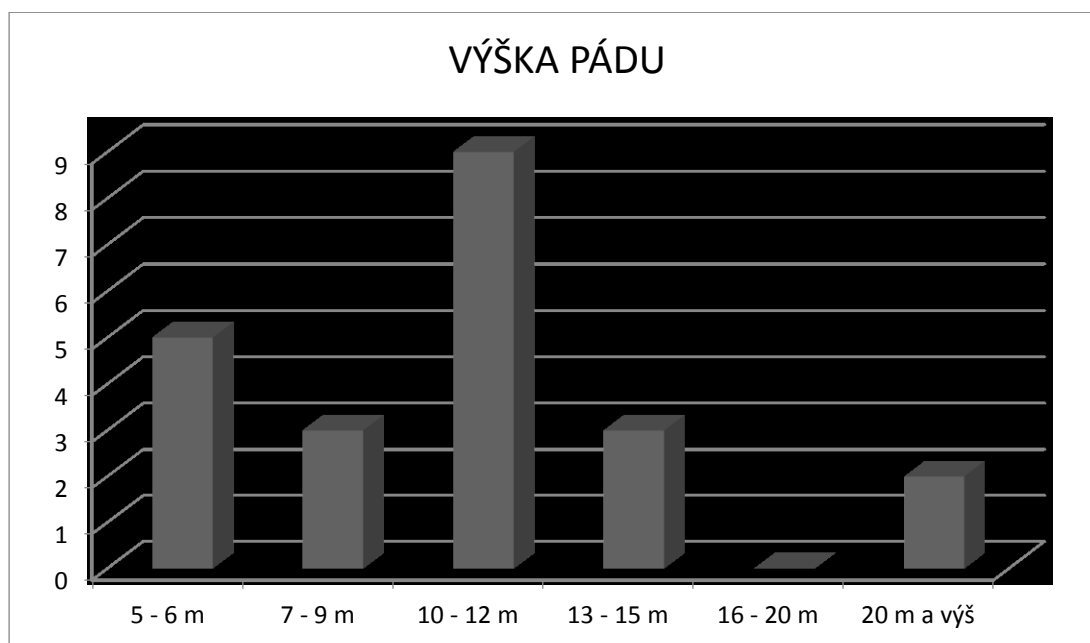
²³⁰ LIU, C., WANG, C., SHIH, H., WEN, Y., WU, J., HUANG, C. et al. Prognostic factors for mortality following falls from height. *Injury.* 2009;40(6):595–7.

²³¹ AL, B., YILDIRIM, C., COBAN, S. Falls from heights in and around the city of Batman. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.* 2009;15(2):141–7.

²³² YAGMUR, Y., GULOGLU, C., ALDEMIR, M., ORAK, M. Falls from flatroofed houses:a surgical experience of 1,643 patients. *Injury.* 2004;35(4):425–8.

²³³ SOUTHERLAND, L.T., STEPHENS, J.A., ROBINSON, S., FALK, J., PHIEFFER, L., ROSENTHAL, J.A. et al. Head trauma from a fall increases subsequent visits to the emergency department more than other fall injuries in older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2016; 64 (4): 870–4.

se jim honí hlavou a jaké byly následky jejich pádu²³⁴. To záleží především na tom, odkud spadli či skočili, z jaké výšky a kam dopadli, což jsme v šetřeném výzkumu také zjišťovali. Výzkum byl anonymní. Celkový počet zkoumaného vzorku je 23. Byly osloveny různé komunity lidí, např. *Lezci, horolezci, bouldristi (climbers, bungee.cz a adrop.cz., ViaFerraty.cz – portál o zajištěných cestách, Cirk La Putyka, bungeezakopane.pl*. Také jsme kontaktovali facebookovou stránku *Vozíčkáři a handicapovaní*. Zkoumaný vzorek oslovených jedinců byl 23 subjektů. Většinou se jednalo o muže (75 %). Věk oslovených se pohyboval v rozmezí 21 až 30 let, hmotnost 61 až 90 kg.



Obr. 6.5 - Výška pádu, z níž dotazované osoby spadli

Nejčastější výška pádu byla 10–12 metrů, ze které spadlo devět dotazovaných osob. Dále je to 5–6 metrů, kdy z této výšky spadlo pět osob, z toho dvě z 5 metrů, jedna z 5,5 metrů a dvě z 6 metrů. Na stejné pozici je výškové rozmezí 7–9 metrů a 13–15 metrů, kdy z těchto výšek spadlo celkem 6 osob. Z výškového rozmezí 16–20 metrů nespadol z dotazovaných nikdo. Z 20 metrů a výš spadli dvě osoby. Nejčastější místo pádu, které „přeživší“ uváděli, byla skála. Skálu celkem uvedlo sedm subjektů z celkového počtu vzorku 23. Je to především z důvodu, že valná většina dotazovaných osob jsou horolezci a lezci. Další tři osoby uvedly také horolezeckou stěnu. Tři dotazovaní spadli ze střechy. Z okna, z lešení a z budovy spadli vždy dva subjekty. Čtyři osoby uvedly jiné místo pádu jako např.: balkon, patro, kopec a strom.

Více jak polovina dotazovaných nedokázala odhadnout dobu pádu. Většina uvádí, že nedokážou přesně určit dobu pádu, že je to moc rychlé a že si to ani nepamatují. Osm dotazovaných osob odhaduje dobu pádu na 1–2 sekundy. Jedna osoba odhadla svou dobu pádu na 6 sekund, přičemž samotný pád byl z výšky 10

²³⁴ KŘIVÁNKOVÁ, L. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska fyziologických parametrů*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.
 KISSOVÁ, D. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska výšky pádu*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

metrů, tento subjekt však ihned upadl do bezvědomí a na nic si nepamatuje. Pro zajímavost jiný subjekt uvedl: „*Pád netrval dlouho, ale přišlo mi to jako věčnost*“ (padal z 10–12 metrů)²³⁵.

Na otázku: „*Na co jste myslel/a v průběhu Vašeho pádu? Pocítil/a jste nějaké emoce v průběhu pádu, např. strach, spokojenost, radost z letu, obavu před dopadem atd.*“ nejčastěji odpověděli, že si pocity a myšlenky nepamatují, buď z toho důvodu, že si nepamatují ani okolnosti pádu, případně i jako následek z poranění hlavy, nebo je to několik let starý pád a už si přesně nevybaví své pocit a myšlenky, které měly při samotném pádu. Stejný počet osob (pět dotazovaných) odpovědělo, že nevědí, že asi na nic nemyslely, že na to nebyl čas, že je pád tak rychlý, že jim v hlavě nic neproběhlo. Čtyři osoby prožívaly pocit strachu či úzkosti a další čtyři si zas řekli něco v tom smyslu, že to je v „*prdeli*“ a to konkrétně: „*Něco jako to je v prdeli a už jsem byl dole.*“ a „*Jsem v prdeli.*“ Tři subjekty pocítili překvapení – jeden ze samotného pádu a dvě osoby cítily pocit překvapení z toho, že stále padají. Dvě osoby myslely na to, že nechtějí umřít. A u dvou osob se objevily myšlenky na to jako dopadnout: „*Asi, že si v pohodě odskočím na obě nohy do dřepu*“ a „*Srovnat se na dopad*“. Poslední dva dotazovaní, kteří přemýšleli nad samotným dopadem, byli lezci.

Tabulka číslo 10: Rozdělení respondentů podle pocitů, které měli při pádu (v %) ²³⁶

Pocity	%
Nepamatují si	32 %
Strach	28 %
Překvapení	14 %
Příprava na dopad	10 %
„Je to v p...li“	6 %
Nechci umřít	5 %
„Měl bych se už zastavit“	5 %

Většina respondentů si nepamatuje, co pociťovala během pádu. Tuto skupinu tvoří zhruba 32 % z celkového počtu zkoumaného vzorku, to je 7 osob, jeden respondent upadl při pádu do bezvědomí, další si nepamatuje ani okolnosti pádu a jeden má výpadek paměti, nepamatuje si nic cca 3 měsíce (1 měsíc před úrazem, 5

²³⁵ KŘIVÁNKOVÁ, L. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska fyziologických parametrů*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

KISSOVÁ, D. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska výšky pádu*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

²³⁶ KŘIVÁNKOVÁ, L. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska fyziologických parametrů*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

KISSOVÁ, D. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska výšky pádu*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

týdnů v kómatu a měsíc po probuzení). Jiný respondent odpověděl, že si vůbec nevybavuje, jak padal, a ani co se dělo hodinu předtím.

Jedna respondentka uvedla, že její pád netrval dlouho, ale přišlo jí to „jako věčnost“. Někteří jedinci, kteří pociťovali stres, zároveň cítili i úzkost. Další uvedl, že měl strach, na co dopadne, protože na zemi byly položeny ostré předměty.

Jiný uvedl, že se mu hlavou prohnalo, že to velice podcenil a že následek nebude dobrý. Jiný respondent tvrdí, že se vše událo neskutečně rychle a neměl tak příležitost něco pociťovat, očekával, že ho něco zachytí, ale to se nestalo.

Šest respondentů při pádu pocítilo strach, to je 28 % z celkového počtu 22. Pocit překvapení cítily 3 osoby, neboli 14 % z celkového počtu. Někteří z nich tvrdí, že jim to přišlo jako velice krátký okamžik, než jak tomu ve skutečnosti bylo. 10 % (neboli 2 lidé) uvedlo, že se jim v hlavě nepromítalo nic. Jedna respondentka uvedla, že po cíleném skoku začala pociťovat, že vlastně umřít nechce, a přišlo jí, že padá hrozně dlouho - v procentech je to 15 %. Taktéž jedna osoba uvedla, že ji přišlo, že padá hrozně dlouho, a že už by se měla zastavit²³⁷.

Někteří respondenti popisovali přesnější pocity a průběh pádu, např. muž po pádu ze stromu z výšky 10 m uvedl „*Celý průběh pádu byl jako ve zpomaleném filmu, jen ten čas nebyl plynulý, ale probíhal přeskokem z jednoho okamžiku k druhému. Na začátku jsem neměl žádnou myšlenku, ale jen pocit zklamání z toho, že jsem asi udělal nějakou chybu. Při nárazu o první větev jsem na chvíli ztratil vědomí, protože jsem se bouchnul hlavou (měl jsem helmu), ale pamatuji, že větev mě otočila hlavou dolů a díky nárazu o druhou větev mě otočila opět zpátky. Poté, při úderu o druhou větev jsem měl myšlenku, že to snad bude dobré. Druhá větev mě zabrzdila a hezky otočila přímo na nohy, dopadl jsem na trávu a měl jsem jen dvě zlomená žebra*“²³⁸.

²³⁷ KŘIVÁNKOVÁ, L. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska fyziologických parametrů*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

KISSOVÁ, D. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska výšky pádu*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.

²³⁸ ŘEBÍČKOVÁ, T. *Osobní podklady ze sběru empirického materiálu*.

7. Biomechanické hledisko při hodnocení extrémního dynamického zatížení organismu

Při extrémním dynamickém zatěžování organismu dochází vlivem silového působení k mechanickým a fyziologickým změnám kontaktujících částí lidského těla, tyto změny nazýváme biomechanickou odezvou na vnější zatížení. Výzkum v tomto směru umožňuje velmi přesně popsat chování lidského těla a jejich segmentů na vnější zátěž a zcela přesně kvantifikovat toleranci organismu.²³⁹

Pro popis závislosti mezi mechanickým působením a biomechanickou odezvou je pro znalecké zkoumání ve forenzní biomechanice potřebné definovat kritéria, která vyjadřují míru předpokládané biomechanické odezvy na mechanické zatížení. Míra zranění může v mnohém napomoci rekonstruovat přesně průběh mechanického zatížení organismu, průběh napadení osoby a do jisté míry může být do značné míry užitečnou kontrolní hodnotou.

Zranění člověka vzniká tehdy, když biomechanická odezva překročí limitní hodnotu a v biologickém systému dochází k nevratným změnám. Jako důsledek této změny jsou poškozeny anatomické struktury a dochází k narušení normálních funkcí lidského organismu. Tento mechanismus se nazývá mechanismus zranění.²⁴⁰ Matematicky vyjádřitelná hodnota je dlouhodobým zájmem forenzní biomechaniky a v odborné biomechanické literatuře se objevuje několik přístupů a také i přesně vyjádřitelných parametrů (matematických vzorců) pro vyjádření tolerance organismu na vnější mechanické zatížení.²⁴¹

Parametry zranění nelze pochopitelně použít pro jinou než mechanickou zátěž. Parametry zranění popisují změny biomechanických částí lidského těla, které vznikají v průběhu mechanického zatížení lidského organismu při zátěži.²⁴²

Řešení otázky posouzení biomechaniky úderu do hlavy je pro znalecké zkoumání v oblasti forenzní biomechaniky velmi důležité a zásadní. Má-li být odpověď seriózní, nezpochybnitelná a odpovídající reálným podmínkám, je nutné mít k dispozici dostatečné množství vstupních informací pro následné biomechanické řešení úderu do hlavy.

Tupá poranění hlavy jsou významná jednak pro její exponovanou polohu, ale též proto, že skoro vždy při napadnutí druhou osobou se stává přímo objektem ta část těla, ve které je životně důležitý orgán. Při biomechanickém posuzování poranění lebky je nutné především přihlížet ke skutečnosti, že zlomenina lebky sama o sobě nemusí být provázena vážným poraněním mozku a jeho plen, naopak i bez poranění lebečních

²³⁹ STRAUS, J. Balance of Mechanical Energy at External Head Impact. Research Papers: *Criminalistic and Forensic Examination: Science, Studies, Practice*. Vilnius 2007, s. 169-173; STRAUS, J., PORADA, V. Forensic Biomechanical Application in Criminalistic. *Forensic Science International*. Volume 169, Supplement 1, 2007, s. 40.

²⁴⁰ KASANICKÝ, G., KOHÚT, P. Parametry zranenia. *Znalectvo*, 3-4, 1999, s. 6.

²⁴¹ KARAS, V., STRAUS, J. Tolerance organismu člověka na některé extrémní dynamické situace. In *Biomechanika člověka 96*, 6. Národní konference, Tichonice: ÚTAM AV, 1996, s. 97-100.

²⁴² STRAUS, J. Balance of Mechanical Energy at External Head Impact. Research Papers: *Criminalistic and Forensic Examination: Science, Studies, Practice*. Vilnius 2007, s. 169-173.

kostí může jít o úraz smrtelný. Všechna poranění lebky jsou spojena s nějakým, třeba sebemenším poraněním mozku.²⁴³ Jako zlomenina lebky je označováno každé porušení celistvosti jedné nebo více kostí lebních způsobené násilím. Násilí, které je vyvolává, je způsobeno buď úderem tvrdým předmětem, nebo nárazem hlavy o tvrdý předmět. Ke vzniku zlomeniny je ovšem třeba přitom zapotřebí, aby hlava poskytla působícímu násilí jistý stupeň odporu, neboť jinak by se prostě vlivem nárazu odklonila a ke zlomenině by nedošlo. Není-li zabráněno pohybu hlavy tím, že např. spočívá na tvrdém předmětu, uchyluje se hlava vlivem nárazu pohybem v kloubu atlantookcipitálním a atlantoepistروفálním. Uchýlení hlavy od působícího násilí je omezeno rozsahem pohyblivosti v uvedených kloubech, který je dán zejména jejich poměrně neporušenými vazy. Tyto vazy někdy působí jako protisíla proti účinku násilí na lebku. Přitom se hlava může vychylovat různými směry, mimo jiné ji násilí působící shora může vtlačovat proti páteři. Tento způsob násilí a pohybu lebky není nikterak vzácný, dochází k němu např. při dopadu lebky na zem nebo při nárazu hlavy o stěnu auta, vlaku apod. při dopravních nehodách, stejně tak i při dopadu těžkých předmětů na temeno lebky.

Druh a rozsah zlomeniny závisí na několika činitelích:

1. na rozměrech, hmotnosti, tvaru, konzistenci a elasticitě předmětu působícího násilí,
2. na směru, rychlosti i místě násilí,
3. na elasticitě lebky,
4. na možnosti pohybu hlavy po nárazu.

Předměty malého rozměru obvykle vyvolávají, je-li síla, která působí na lebku větší než elasticita lebečních kostí, ohraničené zlomeniny typu zlomenin z prohnutí, kdežto předměty o velké ploše zlomeniny typu fisur. Místo, kde násilí působí, udává rovněž druh zlomeniny a rozhoduje popřípadě o tom, zda vůbec ke zlomenině dojde. Úlohu tu má zejména tloušťka lebky a velikost zakřivení příslušného místa.

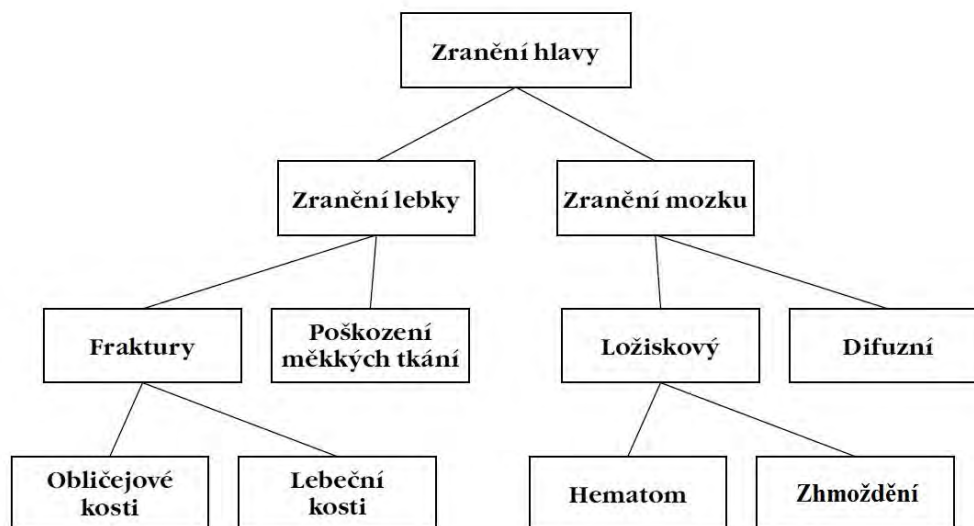
Lebeční kosti se vyznačují značnou elasticitostí. Přitom lamina externa má větší elasticitost než lamina interna. Bylo prokázáno, že klenba lební se může prohnut, aniž dojde ke zlomenině kosti. Stupeň elasticitosti se mění s věkem, a to tak, že s přibývajícím věkem elasticitost ubývá. Důvodem je přibývání vápenatých solí v kostech. Tím si lze vysvětlit, že u starších lidí spíše vznikají roztržité zlomeniny, kdežto u mladých lidí, u nichž je elasticitost větší, spíše zlomeniny vpáčené. Aby došlo ke zlomenině, je tedy třeba, aby násilí, které vyvolává prohnutí lebečních kostí, bylo větší, než je elasticitost lebky. Překoná-li násilí právě elasticitost a jde o předmět malého rozměru s dostatečně velkou rychlostí, dojde ke zlomenině.

Otázka odolnosti hlavy a mozku na vnější zátěž a stanovení hranici tolerance na extrémní dynamickou zátěž je dlouhodobě studovaným problémem. Přes dlouhodobý sběr informací v oblasti medicíny, poznatků z různých experimentů s lidskou i zvířecí lebku a z matematicko-mechanických modelů, jež se snaží nahradit mechanicky, strukturálně a materiálně složitou lebku s mozkiem, zůstává mnoho otázek nejasných.

²⁴³ PAVROVSKÝ, J. *Poranění lbi a mozku*. Praha: Avicenum, 1977.

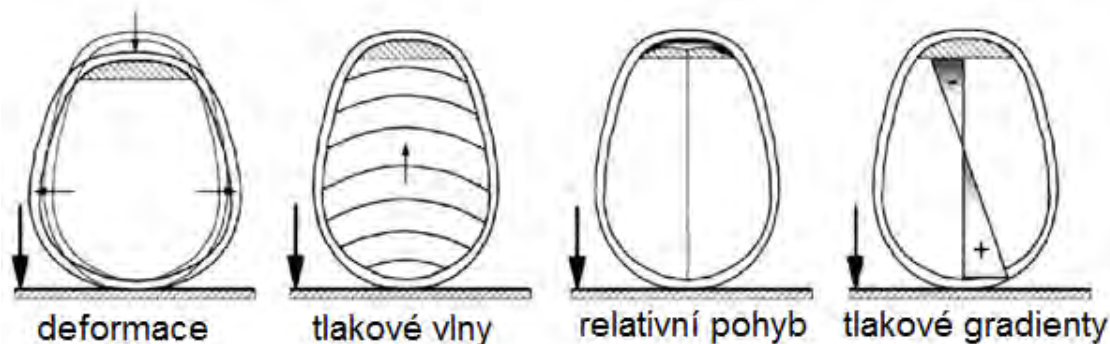
Také pro různost odchylek při určování mezních hodnot tolerance různými autory nelze zatím uspokojivě a rychle, jak by to uvítala znalecká praxe, vyřešit přesněji ve všech případech kauzální požadavek: „mechanická příčina – klinický a anatomicko-patologický následek“. V posledních letech se biomechanická komunita ustálila na vcelku jednotných hranicích tolerance organismu na vnější zátěž.

V posledních letech se v biomechanických diskusích frekventují otázky typu – jak lze charakterizovat zranění hlavy? Není pojem zranění hlavy příliš obecný? Je potřeba detailněji vymezit zranění hlavy. Zranění hlavy jde podle mého názoru detailněji rozdělit podle schématu na obr. 7.1 na poranění lebky a mozku.^{244, 245, 246}



Obr. 7.1 - Schéma možných zranění hlavy

Mechanismy, které poranění hlavy způsobují, jsou deformace, relativní pohyb hlavy vůči krku, šíření tlakové vlny v mozku či tlakový gradient. Vnější mechanické zatížení může být kontaktní (hlava přijde do přímého kontaktu s předmětem), anebo bezkontaktní (tzv. inerciální) zatížení, které je převedeno do hlavy přes krk (zrychlení).



Obr. 7.2 - Mechanismus poranění pro kontaktní úder do hlavy²⁴⁷

²⁴⁴ SCHMITT, K. U. et al. *Trauma Biomechanics: Accidental injury traffic and sports*. Second Edition. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2007. 210 s. ISBN 978-3-540-73872-5.

²⁴⁵ SCHMITT, K. U. et al. *Trauma Biomechanics: Accidental injury traffic and sports*. Second Edition. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2007. 210 s. ISBN 978-3-540-73872-5.

²⁴⁶ STRAUS, J. Kritéria zranění člověka při extrémním dynamickém zatěžování organismu. *Pohybové ústrojí*, 18, 2011, č. 1-2, s. 18-25, ISSN 1212-4575.

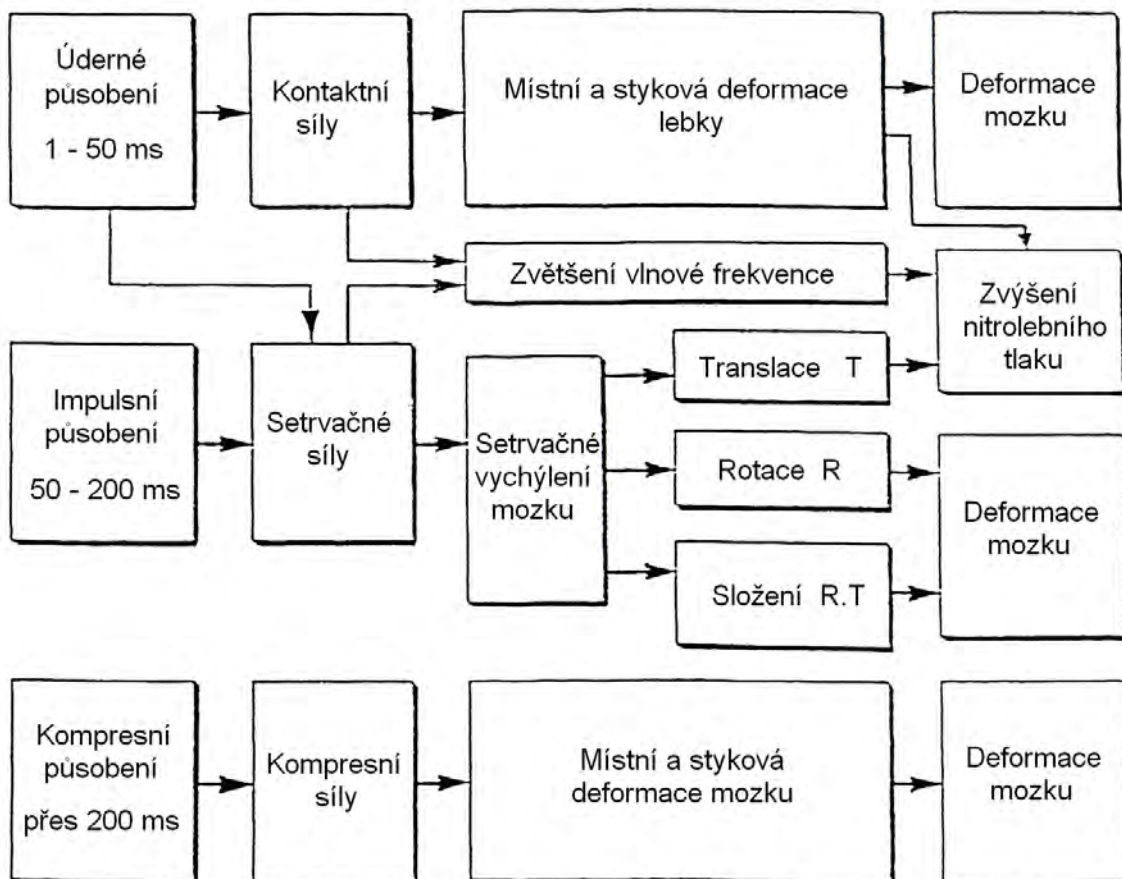
²⁴⁷ EPPINGER, et al. Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint System-II. NHTSA, Nov 1999, March 2000. <http://www.mchenrysoftware.com/HIC%20and%20the%20ATB.pdf> [online]. 2000.

Podle toho, zda objekt při úderu proniká do hlavy či nikoliv, dělíme dále poranění na krytá (tupá, uzavřená) a otevřená (s porušeným kožním krytem).

Hlavu lze z hlediska anatomie rozdělit na dvě části – mozkovou část a obličejovou část. Lebka tvoří kulovitý komplex, který chrání mozek před vnějším poraněním. Mozek představuje životně důležitý orgán, jehož poranění končí smrtí. Obličejová část obsahuje smyslové orgány (oči, ústa, nos), jejich poranění, zejména těžké poranění, může být život ohrožující.

Z hlediska biomechanického hodnocení lze rozlišit tři druhy tupého úderu do hlavy, rozlišujeme je podle impaktu při zátěži hlavy:

- Úderné působení: $t \leq 50$ ms
- Impulsní působení: $50 \text{ ms} < t \leq 200$ ms
- Kompresní působení: $t > 200$ ms



Obr. 7.3 - Schéma zatížení hlavy a mozku podle typu zátěže

Značně nehomogenní struktura mozku je zřejmě příčinou neobyčejně složitého způsobu šíření tlakových vln. Vzrůst tlaku v některé části mozku často vůbec nesouhlasí s místem vnějšího úderu na lebku. To jednoznačně vyplývá z experimentů na zvířatech a na anatomických preparátech.

Při biomechanické analýze poškození mozku a lebky nás zajímají první dva druhy zatížení, tj. úderné působení (při destruktivním čase do 50 ms) a působení impulsní (destrukce lebky v čase nad 50 do 200 ms).

Poranění mozku je většinou způsobeno dynamickou silou ve velmi krátkém čase, většinou se odehraje během 200 ms, často do 20 ms. Buď dostane hlava náraz pohybujícím se objektem, nebo naopak sama dopadne na relativně stacionární povrch. Vzácným mechanismem poranění mozku je působení pomalých statických sil, kdy je hlava zmáčknuta nebo drcena a výsledkem jsou obvykle četné fraktury skeletu. Oba tyto mechanismy označujeme jako **kontaktní**. Malé předměty mohou způsobit impresivní fraktury nebo i otevřené poranění, velké kontaktní plochy spíše způsobí lineární fraktury. Kromě fraktur vznikají u kontaktního mechanismu také kontuze, obvykle v místě nárazu, ale i na straně opačné, tzv. mechanismus „par contrecoup“.

Někdy může poranění mozku vzniknout bez kontaktu s hlavou **impulzním působením** (pulzním mechanismem) na základě akcelerace a decelerace, například při prudkém pohybu v krční páteři, tzv. **inerciální poranění**. Může se jednat o akceleraci translační (například zepředu dozadu), která obvykle způsobí fokální léze, jen výjimečně difuzní poranění, nebo se jedná o závažnou rotační akceleraci v horizontální rovině, při které může dojít prakticky ke všem typům poranění snad s výjimkou fraktur a epidurálního hematomu. Při inerciálním poranění vzniká napětí buď uvnitř samotného mozku, nebo mezi povrchem mozku a kalvou. Vznikají tak tenzní síly, které nervovou tkáň napínají, a kompresní síly, které tkáň stlačují. Čím je delší doba působení akceleračního mechanismu, tím se síly propagují hlouběji do mozkové tkáně a vznikají různé typy difuzního axonálního poranění. U krátkodobých akcelerací se napětí projevuje nejvíce na mozkovém povrchu za vzniku fokálních poranění a subdurálního hematomu z roztržených přemostujících žil.²⁴⁸

Fokální léze – k primárním fokálním lézím patří v širším slova smyslu poranění skalpu, fraktury kalvy a baze lební, extracerebrální hematomy, penetrující poranění, mozkové kontuze a intracerebrální hematom. Pouze poslední tři diagnózy však představují primární lézi mozkového parenchymu. Poranění měkkých tkání hlavy a kostí mají některé patofyziologické zvláštnosti.

Poranění skalpu může být vzhledem k bohatému cévnímu zásobení natolik závažné, že velká krevní ztráta způsobí šokový stav. Poranění kožního krytu také může znamenat šíření infekce intrakraniálně.

Fraktury kalvy dělíme na lineární a impresivní. Jednoduchá uzavřená lineární fraktura má většinou benigní průběh, ale může také způsobit fatální epidurální krvácení. Otevřená lineární fraktura s sebou nese riziko infekce, zvláště je-li porušena dura. U malých dětí může tato situace vést postupně k oddalování okrajů fraktury, někdy se vznikem expanzivní leptomeningeální cysty (tzv. „growing fracture“), a vyžaduje chirurgické řešení. Impresivní fraktura může znamenat závažné postižení, protože úlomky kosti mohou komprimovat funkčně důležitou část mozkového parenchymu se vznikem fokálního deficitu nebo epilepsie. Je zde vyšší riziko infekce než u lineárních fraktur. Impresivní fraktury v oblasti splavů mohou způsobit jejich trombózu. Chirurgické řešení těchto impresí může být velmi riskantní.

²⁴⁸ http://www.medicabaze.cz/index.php?sec=term_detail&catId=22&cname=Neurologie&letter=P&termId=3388&tname=Poran%C4%9Bn%C3%AD+kraniocerebr%C3%A1ln%C3%AD&h=empty#jump [online]. [cit. 2011-04-28].

Fraktury báze lebni mohou znamenat riziko meningitidy nebo mozkového abscesu vzhledem k možnosti komunikace s paranazálními dutinami nebo středouším. Při poranění dury mnohdy vzniká likvorea (nazální nebo ušní), někdy pneumocefalus, který může být i ventilový a způsobit akutní nitrolební hypertenzi. Podle lokalizace může fraktura baze způsobit postižení prakticky kteréhokoli hlavového nervu. Může také způsobit různé cévní léze.

Jako penetrující poranění bývá označováno poranění mozku střelnou zbraní. Existuje také pojem perforující poranění, který je vyhrazen pro poranění bodné. U perforujícího poranění například nožem chybí koncentrická zóna koagulační nekrózy typická pro střelná poranění. Primární postižení je obvykle determinováno bodnou dráhou jako takovou a záleží na její hloubce, anatomické lokalizaci a na existenci eventuálního krvácení. V 30 % případů dochází k infekčním komplikacím. Asi třetina bodných poranění je sdružená s cévními komplikacemi (pseudoaneurysma, vazospasmus, cévní uzávěr, arteriovenózní píštěl).

U penetrujících poranění střelnou zbraní zásadním způsobem záleží na rychlosti projektilu. Se zvyšující se kinetickou energií totiž dochází ke zvýšené destrukci tkání. U těchto rychlých střel dochází ke kavitaci a šokovým vlnám následkem komprese a dekomprese přilehlých tkání. Tím vzniká primární nekróza zasahující daleko od střelného kanálu. Následkem tohoto mechanismu může být závažným způsobem poškozen mozek i při tangenciálních střelách, které přímo zasáhly pouze kalvu. Kostěné fragmenty mohou hrát roli sekundárních projektilů. Kromě těchto patofyziologických zvláštností mají penetrující poranění více než jiná otevřená poranění tendenci k infekčním komplikacím. Tak jako u bodných ran se mohou vyskytnout cévní komplikace a krvácení.

Mezi primární fokální léze lze zařadit všechny typy traumatických intrakraniálních hematomů. Epidurální a subdurální hematom však ovlivní mozkovou tkáň až sekundárně na základě probíhající komprese mozku.

Intracerebrální hematomy často komplikují jak zavřená, tak penetrující poranění hlavy. U tupých poranění je nejčastější akceleračně-decelerační mechanismus, kdy tenzní síly způsobí rupturu menších cév uvnitř mozku. 80–90 % těchto hematomů je umístěno v bílé hmotě frontálních a temporálních laloků. Intracerebrální hematom se vyskytuje často společně s kontuzí, se subdurálním hematodem a s difuzním axonálním postižením, protože mechanismus těchto lézí může být společný. Neobjasněnou patofyziologii má opožděný („delayed“) traumatický intracerebrální hematom. Možnými mechanismy jsou zvýšená cévní fragilita následkem měkkosti okolní edematózní mozkové tkáně, zvýšení intramurálního tlaku v rámci posttraumatické hypertenze, zvýšená permeabilita kapilár při ztrátě cévní autoregulace, fibrinolýza u diseminované intravaskulární koagulopatie nebo ruptura posttraumatického aneurysmatu. Tento typ hematomu postihuje 0,6–7,4 % pacientů po úrazu hlavy a mortalita této komplikace je 35–40 %. Vyskytuje se v časovém intervalu 6 hodin až 30 dní po úrazu a může se objevit jak v kontuzně změněném terénu, tak v oblasti, která se jeví podle CT zcela intaktní.

Mozková kontuze vzniká nejčastěji kontaktním mechanismem, ať už přímo pod místem nárazu nebo ve vzdálené oblasti („contre coup“). Nejčastěji vzniká na bázi

frontálního a temporálního laloku a na rozdíl od traumatického intracerebrálního hematomu bývá vzhledem k jinému mechanismu vzniku lokalizována povrchově v oblasti kortikální a subkortikální. V praxi se však často obě tyto charakteristiky prolínají. Tyto léze mívají jak složku kontuzní, tak hemoragickou. Rozsáhlejší mozková kontuze je také prakticky vždy provázena přítomností krve v subarachnoidálním prostoru.

Difuzní léze – závažnost difuzního axonálního poranění závisí podle biomechanických studií na míře akceleračních a deceleračních mechanismů. Čím větší a delší zátěž, tím postižení axonů proniká hlouběji do mozku. U těžkých typů difuzního axonálního poranění dochází následkem inerciálních sil nejen k disrupci axonů, ale též k přetržení cév v mozkovém kmeni a v corpus callosum. K přerušení axonu dochází v okamžiku úrazu.

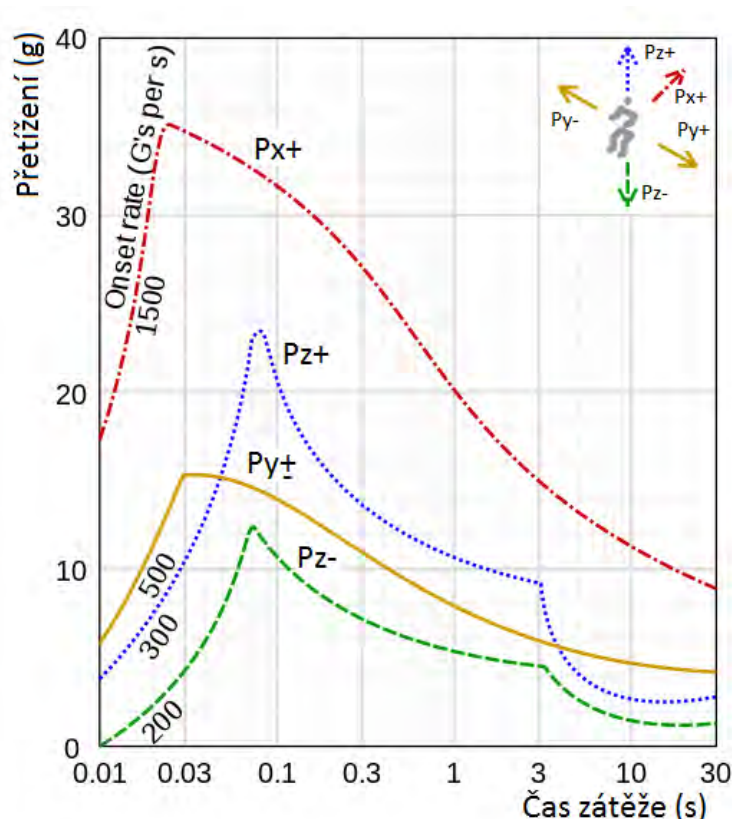
7.1 Kritéria poranění hlavy

Pojem „poranění hlavy“ lze z biomechanického hlediska rozlišovat ve čtyřech úrovních, a tedy lze rozlišovat čtyři různá kritéria poranění.²⁴⁹

1. Poranění mozku (HIC) – Mozkové poranění a otřes mozku a zlomeniny lebky při kontaktu s plochým, tupým objektem (úder hlavou o tuhou překážku, úder do hlavy tupým předmětem).
2. Poranění lebečních kostí (kN) – Vznik zlomenin lebky v důsledku kontaktu s tupým předmětem (úder ho hlavy tupým předmětem).
3. Poranění obličejové části hlavy (kN/mm) – fraktury obličejových kostí v důsledku kontaktu s tupým předmětem.
4. Tržná poranění měkkých tkání obličeje – poranění měkkých tkání (tržná zranění).

Zranění mozku je převážně difuzní axonální poranění v důsledku vysokých translačních a rotačních zrychlení. Vzniká „střížné“ poranění mozku v důsledku pohybu mozku v dutině lební a přetrnutí (poškození) cév mezi lebkou a mozkem. Zranění jsou otřes mozku, difuzní axonální poranění spojená s dlouhodobým bezvědomím, zvyšuje se nitrolební tlak.

²⁴⁹ PAYNE, A. R., PATEL, S. *Project 427510*. MIRA 2001, Version 1.1.



Obr. 7.4 - Přetížení hlavy při různých směrech zatížení, hranice pro toleranci mozku²⁵⁰

Fraktura lebky vzniká při dopadu tupým předmětem na lebku, v místě kontaktu se koncentruje síla nárazu. Lze lokalizovat dva druhy zlomenin:²⁵¹

- Fraktury, vznikají při úderu předmětem o ploše od 5-13 cm².
- Penetrující, vznikající při úderu předmětem do 5 cm²

Mechanismy kraniocerebrálních traumat

Při úrazech hlavy se uplatňují dva základní fyzikální mechanismy:²⁵²

- Translační úraz hlavy vzniká nárazem hlavy na nějaké těleso. Dojde ke vzájemnému předání kinetické energie.
- Akcelerační úraz hlavy vzniká bez přímého nárazu hlavy na jiné těleso. Rozlišujeme *lineární* a *rotační* akcelerační úrazy.

Klasifikace dle klinické závažnosti a délky bezvědomí zná tři skupiny, a to lehká, střední a těžká poranění. Dále klasifikačně dělíme kraniocerebrální traumata do dvou skupin, a to primární kraniocerebrální traumata a sekundární kraniocerebrální traumata.²⁵³

²⁵⁰ <http://aupress.maxwell.af.mil/Books/Brulle/Brulle.pdf>

²⁵¹ PAYNE, A. R., PATEL, S. *Project 427510*. MIRA 2001, Version 1.1.

²⁵² NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-160-2. S. 163-170.

²⁵³ NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-160-2. S. 163-170.

Primární kraniocerebrální traumata vznikají bezprostředně v souvislosti s traumatem. Řadíme mezi ně:

Fraktury lebky

Fraktury lebky mohou být zavřené či otevřené a penetrující či nepenetrující. Dle linie lomu je dělíme na:

- lineární (pukliny, fisury)
- tříštivé (kominutivní) s impresí či elevací okrajů
vpáčené (impresivní)

Mozek je nejvíce poškozen v místě úrazu lebky (*coup*) a na místě protilehlém nárazu (*contre coup*).

Poranění mozku

Poranění mozku může být buď primární či sekundární a fokální či difúzní.²⁵⁴ Řadíme mezi ně:

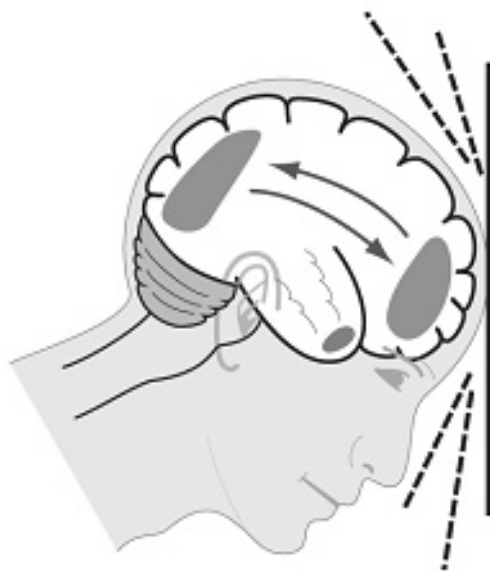
Otřes mozku (komoce) - Otřes mozku (*commotio cerebri, concussion*) je náhlá krátkodobá reversibilní úrazová porucha činnosti CNS. Otřes mozku (*commotio cerebri*) vzniká častěji při tupém násilí o velké ploše než při úderu předmětem o malé ploše. Za základ tohoto stavu je považováno reverzibilní porušení membrán neuronů. Jde o funkční stav bez morfologického podkladu, nastupující okamžitě. Symptomatologie je vasomotorická a vegetativní. Závažnost otřesu je hodnocena především podle délky trvání bezvědomí. Charakteristické jsou dále následné bolesti hlavy, zvracení, nauzea a amnézie na dobu úrazu. Jednotlivé symptomy mohou chybět.

Pohmoždění mozku (kontuze) - Pohmoždění mozku (*contusio cerebri, contusion*) je morfologické poškození mozkové tkáně často spojené s krvácením. Vzniká translačním či akceleračním mechanismem poranění. Při pohmoždění dochází k četným tečkovitým i větším krevním výronkům v mozkové koře případně i v podkorové bílé hmotě. Tato ložiska tečkovitého krvácení bývají nejen v místech působícího násilí (*coup*), ale i na místě protilehlém (*contrecoup*). Lokalizace a rozsah kontuzních ložisek závisí na místě, směru, velikosti plochy a intenzitě působícího násilí. Při násilí zezadu na záhlaví převažují kontuzní ložiska na pólech a spodinách čelních a spánkových laloků (v místě *contrecoupu*). Při násilí ze strany jsou rovněž ložiska pohmoždění na protilehlé straně častější a velmi často větší než na místě násilí.

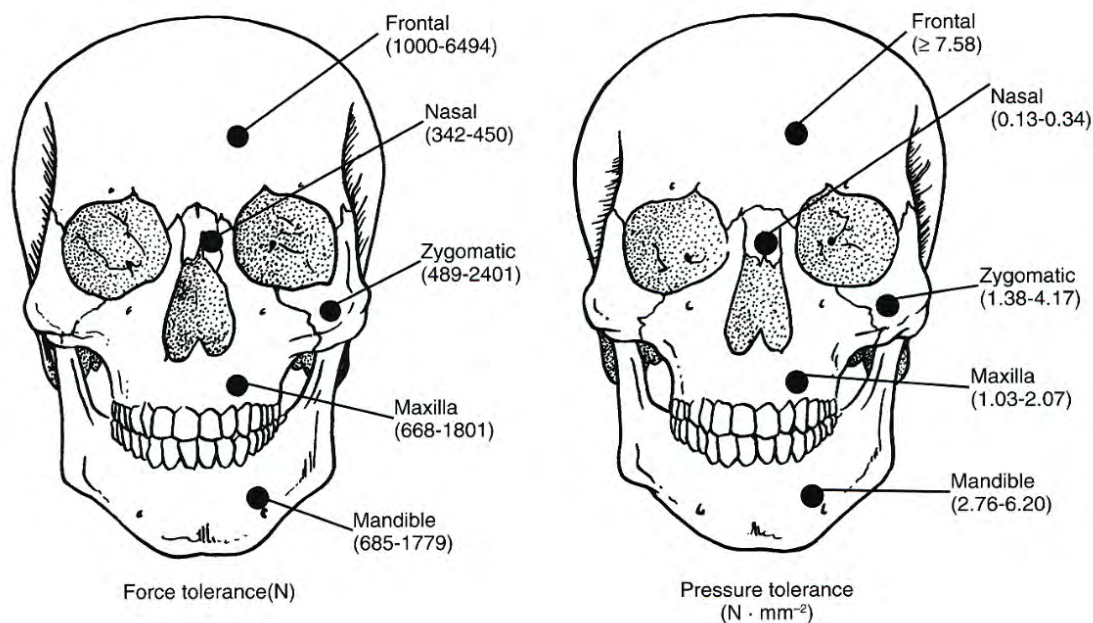
Roztržení mozku - Roztržení mozku (*dilaceratio cerebri*) je těžké morfologické poškození mozkové tkáně. Vzniká translačním či akceleračním mechanismem poranění a je často spojené s kontuzemi a hematomy. Mezi klinický obraz patří ztráta vědomí trvající dny, týdny i měsíce; dále jako u kontuze, ale výraznější.

²⁵⁴ AMBLER, Z. *Základy neurologie*. 6. vyd. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-433-4. S. 171-181.
NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-160-2. S. 163-170.

Difúzní axonální poranění - Difúzní axonální poranění je traumatické postižení axonů. Šedá a bílá hmota mají rozdílnou specifickou hmotnost, a proto dochází při úrazu k jejich vzájemnému střížnému pohybu. Axony se natáhnou, poškodí a poté degenerují. Vzniká akceleračním mechanismem poranění. Mezi klinický obraz patří porucha vědomí s ložiskovými příznaky. Dále může být dekortikační rigidita jako odraz postižení axonů motorických drah v úrovni *capsula interna* a decelebrační rigidita jako důsledek postižení mozkového kmene.



Obr. 7.5 - Schéma vzniku poškození mozku v místě úrazu lebky (*coup*) a na místě protilehlém nárazu (*contre coup*)²⁵⁵



Obr. 7.6 - Hranice tolerance síly a tlaku pro vznik fraktury obličejových kostí lebky²⁵⁶

²⁵⁵ <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:DAP.jpg>

²⁵⁶ WHITING, W. C., ZERNICKE, R. F. *Biomechanics of Musculoskeletal Injury. Human Kinetics.* Leeds LS16 6TR, UK, 1998.

Tab. 6 - Síly pro frakturu kostí lebky²⁵⁷

Kost	Rozsah [N]	Průměr [N]	Počet vzorků	Plocha impaktu [cm ²]
Frontální	2670-8850	4930	18	6.45
Frontální	4140-9880	5780	13	6.45
Frontální	2200-8600	4780	13	ø20mm
Frontální	5920-7340	6370	4	ø6.4mm
Frontální	8760-8990	8880	2	ø25.4mm
Frontální	N/A	6550	1	ø50.8mm
Frontální	N/A	6810	1	203mm poloměr polokoule
Frontální	4310-5070	4690	2	76mm poloměr polokoule
Frontální	N/A	5120	1	ø50.4mm
Levá část čela	2670-4450	3560	2	ø25.4mm
Temporo-parietální	2215-5930	3490	18	6.45
Temporo-parietální	2110-5200	3630	14	6.45
Temporo-parietální	2500-10000	5200	20	5.07
Temporo-parietální	10976-11662	11388	3	176
Parietální	5800-17000	12500	1	50
Zygomatický oblouk	930-1930	1450	11	6.45
Occipitalní	4655-10290	7272	4	176

²⁵⁷ VESELÝ, V., VILÍMEK, M. Head Injury Biomechanics I - Head and Neck Injury. *Bulletin of Applied Mechanics* 8(32), 65-76 (2012).

Tab. 7 - Síly pro fraktury kostí obličeje²⁵⁸

Kost	Rozsah [N]	Průměr [N]	Počet vzorků	Plocha impaktu [cm^2]
Dolní čelist	1890-4110	2840	6	6.5
Dolní čelist	818-2600	1570	6	25.8
Dolní čelist	4460-6740	5390	5	127
Horní čelist	623-1980	1150	11	6.5
Horní čelist	1100-1800	1350	6	ø20mm
Horní čelist	788	788	1	ø25mm
Lícní	970-2850	1680	6	6.5
Lícní	910-3470	1770	18	6.5
Lícní	1120-1660	1360	4	6.5
Lícní	1600-3360	2320	6	33.2
Lícní	2010-3890	3065	4	ø25mm
Lícní	900-2400	1740	8	ø20mm
Lícní	1499-4604	2390	13	ø25mm
Lícní	1452-2290	1739	4	volant
Nosní	1875-3760	2630	5	ø25mm
Obličej	—	>6300	5	181
Oční oblouk	4780-11040	8000	19	ø41mm

Tabulka (SCHMITT ET AL., Kai-Uwe, et al. *Trauma Biomechanics : Accidental injury traffic and sports*. second Edition. Berlin Heidelberg New York : Springer-Verlag, 2007. 210 s. ISBN 978-3-540-73872-5.)

Směr úderu	Síla [kN]	Autor
Frontální (čelní)	4,2	Nahum et al. 1968
	5,5	Hodgson et al. 1971
	4,0	Schneider and Nahum 1972
	6,2	Advani et al. 1975
	4,7	Allsop et al. 1988
Laterální (boční)	3,6	Nahum et al. 1968
	2,0	Schneider and Nahum 1972
	5,2	Allsop et al. 1991
Okcipitální (týlní)	12,5	Advani et al. 1982
Parietální (temenní)	6,9	Mogutov 1984

²⁵⁸ VESELÝ, V., VILÍMEK, M. Head Injury Biomechanics I - Head and Neck Injury. *Bulletin of Applied Mechanics* 8(32), 65-76 (2012).

V biomechanické literatuře o poranění hlavy a mozku jsou definovány hodnotové žebříčky pro zranění hlavy. Mezi nejznámější a nejfrekventovanější patří – AIS škála, HIC, GSI. Většina parametrů zranění je založena na rychlostech, zrychleních, přemístěních a silách působících na objekt. Některé parametry zranění potřebují matematické vyhodnocení časového průběhu. Nejznámější parametry zranění:

- Gadd severity index (GSI)
- Head injury criterion (HIC)
- 3 ms Criterion (3MS)
- Thoracic trauma index (TTI)
- Viscous injury response (VC)
- Axial loads

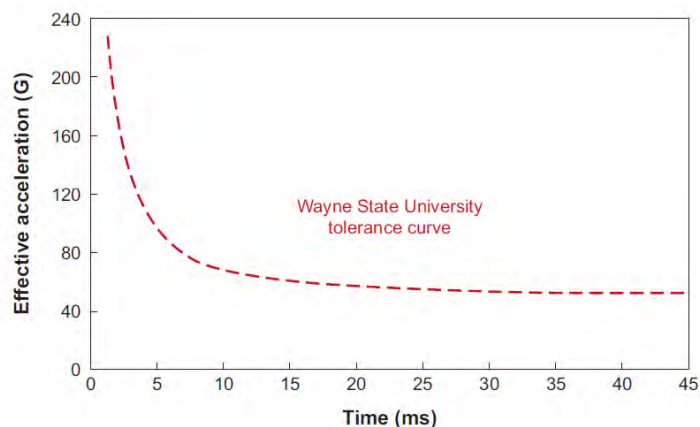
Parametry zranění HIC, GSI a 3MS jsou vypočítány na základě zrychlení jednotlivých částí těla. Parametr TTI je vypočítán na základě zrychlení dvou částí těla.

Gadd severity index (GSI) – Tolerance vyjádřená hodnotou zrychlení

První rozsáhlejší kvantifikace hodnot zrychlení a časového účinku přetížení při zraněních vzniklých v oblasti hlavy v době dopravní nehody byla vyjádřena pomocí WSTC (Wayne state tolerance curve). WSTC určuje vzájemný vztah mezi přetížením a délkou trvání přetížení. Kombinací těchto dvou faktorů vznikají poranění různé intenzity. WSTC popisuje takové kombinace přetížení a trvání přetížení, při nichž vznikají zranění životu nebezpečná (hranice smrti).

Podkladem pro vypracování této křivky byly tři oblasti silového působení:

- přetížení trvající 1–6 ms (krátký impuls) nevyhnutelné pro vznik fraktury lebky (většinou spojené s otřesem mozku). Objektem zkoumání byly lidské mrtvoly,
- přetížení trvající 6–10 ms (středně dlouhý impuls). Objekt zkoumání – porovnání odezvy u lidských mrtvol a zvířecího mozku,
- dlouhý impuls. Objekt zkoumání – dobrovolníci. Takovéto přetížení nezpůsobilo žádné zranění. Na základě těchto měření byla sestrojena asymptota křivky (původně pro 42, později byla tato hodnota ustálena na 80 g).



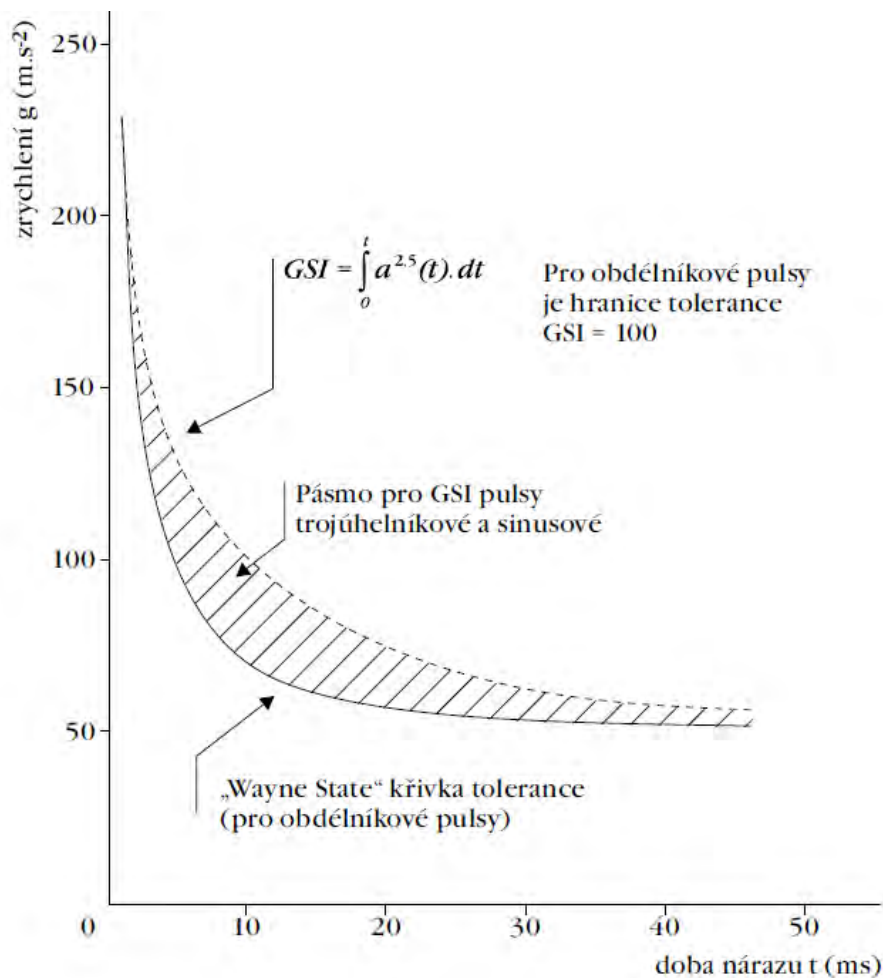
Obr. 7.7 - Graf GSI, závislost decelerace hlavy²⁵⁹ (svislá osa, násobky g) na čase zatížení, vodorovná osa (čas v sekundách)

²⁵⁹ HAYES, W. C., ERICKSON, M. S., POWER, E. D. Forensic Injury Biomechanics Annu. Rev. Biomed. Eng. 2007, 9, 55-86.

Na obrázku 7.7 je vidět závislost mezi decelerací hlavy v čase, hodnoty pod křivkou 1000 jsou přežitelné, hodnoty nad křivkou 1000 vytvářejí podmínky pro netolerovatelné zatížení.

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

kde **a** je zrychlení při nárazu. Tento index signalizuje, že při překročení kritické hodnoty $GSI \geq 1000$ vznikají podmínky pro počátek netolerovaného nebezpečného tupého nárazu. Gadd uvádí, že pro ořes při čelním nárazu je maximální přípustná hodnota $GSI = 1000$. Pokud se jedná o nekontaktní náraz, je maximální přípustná hodnota rovna 1500.



Obr. 7.8 - Závislosti „Wayne State of Tolerance“ a „GADD Index of Severity“ pro obdélníkové pulsy efektivního zrychlení a pásmo pro pulsy pilovité (trojúhelníkové) a sinusové

Úpravami byly získány závislosti:

$$1000 = T \cdot A^{2,5}$$

$$15,85 = A \cdot T^{0,4}$$

Gadd tímto vytvořil první křivku pro predikci tolerance lidského organismu pro přežití. Matematické vyjádření má některá svá negativa. Jednak vyjadřuje pravděpodobné hodnoty odolnosti mozku, které se nejvíce přibližují reálným hodnotám a dále je velmi komplikovaná pro výpočet.

Patrick a kol. se snažili nalézt efektivní zpoždění, prováděl experimenty s vojáky. Prokázal, že vztahy a křivka jsou použitelné pro rozhodnutí „ano/ne“ při akceleraci hlavy a přetížení mozku.

Například pro zpoždění hlavy 46 g po dobu 70 ms lze zaznamenat v grafu SI jako bod, uspořádaná dvojice [46; 0,07], tento bod lze zakreslit do grafu SI a porovnat s limitní křivkou tolerance. Alternativně je posoudil, zda puls překročí hranici tolerance

$$(0,07) \cdot (46)^{2,5} = 1005$$

Nebo ekvivalentně

$$(46) \cdot (0,07)^{0,4} = 15,88$$

První hodnota překročí kritickou hodnotu 1000 a druhá rovnice opět překročí kritickou hranici 15,85. Rovnice vyjadřuje specifickou hranici tolerance organismu na vnější zátěž. Z hlediska matematického hodnocení je výhodné a velmi přesné vyjádřit závislost tolerance organismu ve tvaru integrální rovnice:

$$100 = \int_0^t a^{2,5} dt$$

Limitní tolerance organismu je možné vyjádřit v ekvivalentní formě, kde exponent může být v různé hodnotě, například:

$$10^6 = T^2 \cdot A^5$$

$$3,98 = \frac{\sqrt{A}}{T^5}$$

V literatuře jsou publikovány studie, které se snažily vyjádřit toleranci organismu na vnější zátěž co nejpřesněji. Srovnáním dvou závislostí

$$K = T \cdot A^{3,6}$$

$$1000 = T \cdot A^{2,5}$$

Podle grafu xy je zřejmé, že existuje společný bod pro impakt, který vyhovuje oběma vztahům. Obecně uznávaný vztah pro exponent 2,5 není jediná hodnota, toleranci organismu lze vyjádřit několika možnými způsoby pro omezený interval 30–100 ms. Michiganská univerzita publikovala možnosti nahrazení Wayne State funkce:

Konstanta	Mocnina	Poznámka
1000	2,5	Wayne State křivka tolerance - od 2 ms do 400 ms, pro 23 g při 400 ms překračuje hranici tolerance
3780	2,9	Pro hodnoty nad 4 ms jsou výsledky nepatrně větší, nad hodnotou tolerance
9580	3,2	Velmi přesná hodnota pro hodnotu impaktu 7 ms
30,8	1,9	Velmi přesná hodnota pro menší impakt než 12 ms
6737	2	Versace korekce, do 30 ms, zrychlení vyjádřeno v m.s ⁻²

Vyjádřit křivku biologické tolerance se snažil Versace²⁶⁰ několika způsoby, snažil se nalézt co nejpřesnější křivku a matematický výraz výpočtu. Gaddův index²⁶¹ a Wayne State Tolerance byly pro potřeby soudního inženýrství nahrazeny Gaddovou aproximací, někdy označovanou také jako Versace korekce. Versace navrhl několik empirických korelací WST křivky, která se později označuje jako Gaddova aproximace. Jedna z těchto aproximací je taková, kde exponent 2,5 byl nahrazen jednoduše exponentem 2. Taková funkce zní:

$$GSI_{\text{aprox}} = \int_0^t a^2(t) \cdot dt$$

Head injury criterion (HIC) – Biomechanické kritérium poranění hlavy

Jako reakce srovnání WSTC a GSI byl definován nový parametr zranění HIC. Poranění hlavy je způsobeno buď vnějšími, nebo setrvačnými silami. Vnější síly statické jsou z pohledu poranění hlavy takové, které nemění svou velikost v čase větším než 200 ms, dynamické účinky působí v čase kratším než 50 ms a jejich původem může být vnější rázová síla nebo změna pohybového stavu soustavy.²⁶² Nejčastěji používaným biomechanickým kritériem pro poranění hlavy je kritérium HIC. Vstupem do tohoto kritéria jsou hodnoty zrychlení naměřená z akcelerometrů, jež jsou umístěny v hlavě zkušební figuríny. Výpočet je prováděn integrálem z výsledného zrychlení v určitém časovém intervalu:

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1)$$

a - celkové zrychlení hlavy (v násobcích g), **t₂ - t₁** - doba impaktu ($t_2 - t_1 < 36$ ms)

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

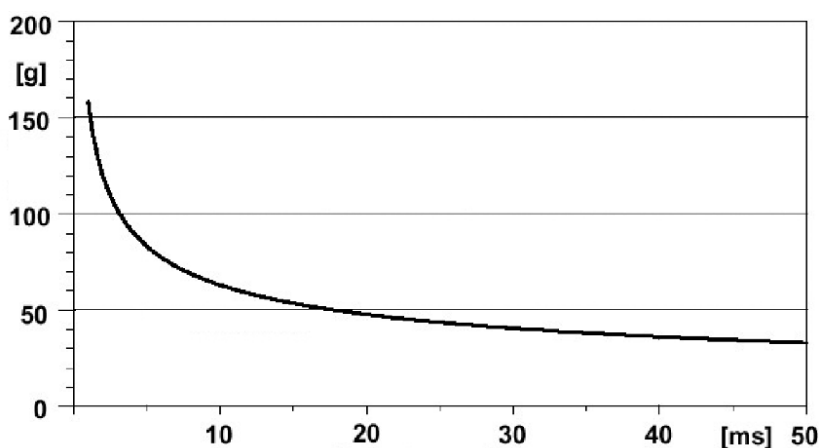
²⁶⁰ VERSACE, J. *A Review of the Severity Index*. Ford Motor Co, New York: Society of Automotive Engineers, 1999.

²⁶¹ GADD, C. W. *Use of weighted impulse criterion for estimating injury hazard*. In: Proc. Tenth Stapp Car Crasch Conf., New York: Soc. Auto Engrs., 195, 1966.

²⁶² SVÍTEK, M., KOVANDA, J., STÁREK, T., TVRZSKÝ, T., DUDEK, J., MANĎÁK, M., LOKAJ, Z. Výzkum způsobu odhadu následků dopravních nehod a jejich využití v systému eCall. *Projekt výzkumu a vývoje* č. CG911-102-702, 2011, Roční zpráva 2010, s. 25.

Došlo-li ke kontaktu hlavy s pevnou překážkou, uvažuje se šíře tohoto intervalu 15 ms (HIC_{15}). Nedošlo-li ke kontaktu hlavy, uvažuje se šíře intervalu 36 ms (HIC_{36}).

Empirická data, získaná při mnoha různých měřeních tupých nárazů lebky, byla využita jako podklad ke stanovení tolerance lebky na trauma a shrnuta do sumární tzv. „Wayne State“ křivky tolerance (obr. 7.9).



Obr. 7.9 - „Wayne State“ křivka tolerance při „tupém nárazu“ na lebku²⁶³

Evropský ekvivalent HIC kritéria je tzv. kritérium ochrany hlavy HPC (*Head Protection Criterion*), které bere v úvahu časový interval mezi t_1 a t_2 dlouhý maximálně 36 ms. Toto kritérium je také často označované jako HIC_{36} .

Dalším kritériem pro poranění hlavy je kritérium 3 ms, které je definováno jako maximální hodnota zrychlení pro časový interval 3 ms, která by neměla přesáhnout 80g. Pro testování helem je toto kritérium upraveno na a_{5ms} kritérium a maximální hodnota zrychlení musí být nižší nebo rovna 150 g.

Protože kritéria poranění hlavy neberou v úvahu rotační zrychlení, které je příčinou smykových sil uvnitř hlavy, navrhl Newman ve snaze spojit translační a rotační zrychlení v roce 1986 GAMBIT (Generalised Acceleration Model for Brain Injury Threshold).

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{250} \right)^{2,5} + \left(\frac{\dot{\phi}(t)}{25} \right)^{2,5} \right]^{\frac{1}{2,5}}$$

GAMBIT = 1,0 reprezentuje pravděpodobnost 50 % pro nezvratné poranění hlavy. Pro bezkontaktní náraz hlavy je hodnota GAMBIT < 0,62.

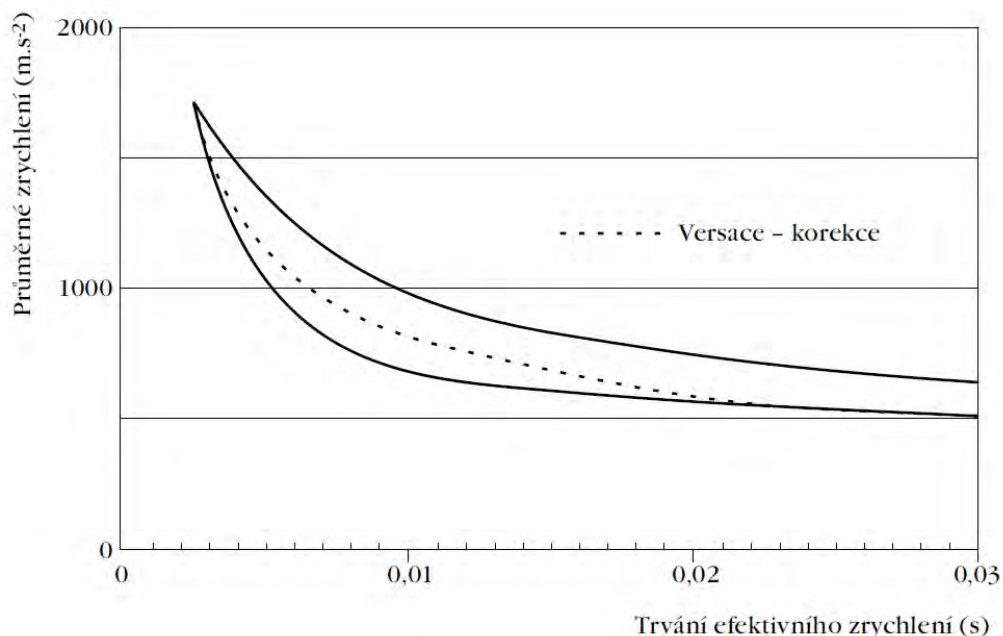
Versaceho korekce

Gaddův index a Wayne State Tolerance byly pro potřeby forenzní biomechaniky nahrazeny Gaddovou aproximací, někdy označovanou také jako Versaceho korekce. Versace navrhl několik empirických korelací WST křivky, která se později označuje jako Gaddova aproximace. Jedna z těchto aproximací je taková, kde exponent 2,5 byl nahrazen jednoduše 2. Taková funkce:

²⁶³ Podle SCHMITT, K. U., NIEDERER, P., MUSER, M., WALZ, F. *Trauma Biomechanics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2004, 2007, ISBN 978-3-540-73872-5.

$$GSI_{\text{aprox}} = \int_0^t a^2(t).dt$$

V rovnici Versaceho korekce²⁶⁴ je hodnota záporného zrychlení a vyjádřena v jednotkách metrů za sekundu na druhou, na obr. 31 je uvedena Versaceho korekce spolu s původní WST křivkou a Gaddovou aproximací.



Obr. 7.10 - Porovnání WST křivky s aproximacemi, Versaceho korekce²⁶⁵

Bylo pozorováno, že rovnice Versaceho korekce lépe vystihuje rozsah hodnot od 5 do 30 ms než Gaddova rovnice. Důležitější je, že tato aproximace může mít významný fyzikální dopad. Rovnice GSI může být přepsána jako:

$$\frac{v^2}{t} = 6737$$

kde v je změna rychlosti hlavy. Toto vyjádření používá jednotky, které jsou v přímém vztahu ke kinetické energii nebo k výkonu. Toto pozorování je založeno na hypotéze, že zranění hlavy koreluje k velikosti změny kinetické energie během dopadu. Tuto myšlenku poprvé popsal Di Lorenzo před 30 lety. Bohužel v této době byla dostupná pouze neúplná data pro odvození nové funkce pro zranění hlavy. Ve skutečnosti byl koncept zaměřen ke zjištění optimálního tvaru křivky zrychlení.

Jak pro GSI , tak i pro HIC je mezní hodnota pro čelní náraz rovna 1000. Z praktických důvodů byl maximální interval $t_2 - t_1$ pro HIC stanoven na 36 ms. Tento interval značně ovlivňuje výpočet HIC . V dalším byl tento interval znovu redukován na 16 ms s tím, že HIC se omezí na výpočet pro těžké nárazy do hlavy. Omezení HIC jsou:

²⁶⁴ VERSACE, J. *A Review of the Severity Index*. Ford Motor Co, New York: Society of Automotive Engineers, 1999.

²⁶⁵ VERSACE, J. *A Review of the Severity Index*. Ford Motor Co, New York: Society of Automotive Engineers, 1999.

- HIC uvažuje pouze zrychlení, zatímco biomechanická odezva hlavy zahrnuje také úhlový pohyb hlavy, který má také za následek poranění hlavy,
- HIC je použitelné pouze pro tvrdý náraz hlavy, tudíž je trvání rázu limitováno,
- HIC je založeno na WSTC metodě, která je odvozena pouze od zatížení v předozadním směru.

I přes tyto nedostatky je HIC běžně použitelným kritériem při poraněních hlavy v automobilním výzkumu. Umožňuje rozlišit a predikovat biomechanickou odezvu v případě kontaktního a nekontaktního přetížení.

Ve forenzní biomechanice se objevují snahy o exaktní vyjádření hranice tolerance organismu na vnější zátěž, jsou to např. škály AIS, hodnoty GSI, HIC, Versaceho korekce. Podle literárních údajů je možné analyzovat vztah mezi HIC a AIS (Abbreviated Injury Scale).

AIS – škála zranění

Parametr zranění lze chápat jako fyzikální parametr nebo funkce několika fyzikálních parametrů, které vyjadřují intenzitu zranění části těla. V odborné literatuře se lze setkat s řadou systémů a bodového hodnocení zranění organismu. Poměrně frekventovaný je systém anatomického číselného vyjádření zranění popisující zranění z hlediska jeho anatomického umístění, typu zranění a intenzitu. Nejznámějším celosvětově uznávaným anatomickým číselným vyjádřením zranění je Abbreviated Injury Scale (AIS)-redukovaná škála zranění. AIS škála zranění byla stanovená pro zranění vznikající při nárazu. AIS rozeznává následující úrovně zranění následovně:

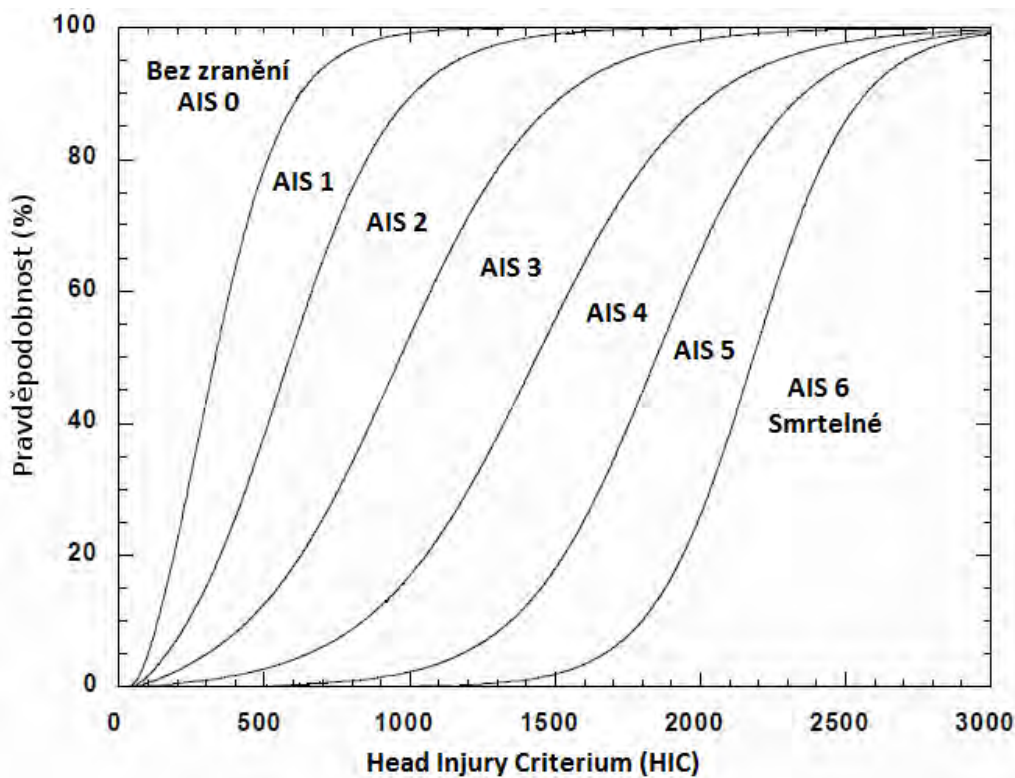
0 – bez zranění, 1 – lehké zranění, 2 – střední zranění, 3 – vážné zranění, 4 – těžké zranění, 5 – kritické zranění, 6 – maximální zranění (zranění nelze přežít).

Uvedená škála popisuje zranění z medicínského hlediska, popis z technického a biomechanického hlediska se zatím řeší. Biomechanická tolerance je velikost biomechanické odezvy lidského těla při dynamickém zatížení, která způsobuje určitou intenzitu zranění, často se tato hodnota definuje jako jeden stupeň AIS škály.

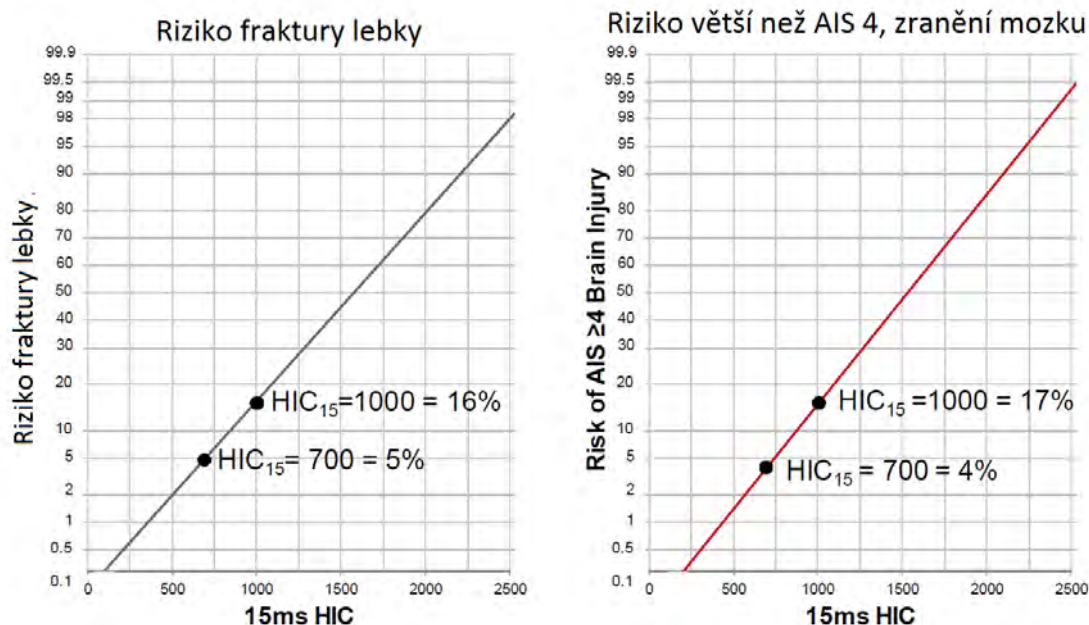
Parametr zranění může být definovaný jako biomechanický index závažnosti zranění, který predikuje vlastnosti rázu (predikce extrémního dynamického zatížení organismu) ve vztahu ke vzniku zranění. Ve forenzní biomechanice bylo vytvořeno několik metod řešení parametrů zranění, nalezení správného kritéria zranění zdokonaluje chápání mechanismu poranění a situací, při kterých zranění nastává. Parametry zranění popisují také podmínky zatížení v průběhu úderu nebo nárazu lidského těla na pevnou překážku.

Závažné, avšak nikoliv život ohrožující, zranění může vzniknout, pokud HIC přesáhne hodnotu 1000. Prasad a Mertz (1985) navrhli pravděpodobnostní křivku, která při HIC = 1000 uvádí, že 16 % populace by utrpělo závažné až smrtelné zranění. Evidentně je toto kritérium použitelné pro bezpečnost v automobilovém průmyslu nebo k vývoji ochranných pomůcek, např. přileb. Nicméně existuje další přístup, který přidává rovněž rotační zrychlení a tvrdí, že toto nelze opominout při posuzování difúzních axonálních poranění mozku. K datu psaní této studie ovšem zůstává HIC

jediným platným kritériem pro zranění hlavy (FMVSS 208) a pokusy o jeho náhradu byly neúspěšné.²⁶⁶



Obr. 7.11 - HIC kritéria ve vztahu k míře poškození lidského organismu



Obr. 7.12 - Predikce poranění pro impakt 15 ms (HIC₁₅). HIC₁₅ je standardně přijímané kritériem poranění hlavy²⁶⁷

²⁶⁶ KING, A. I., VIANO, D. C. Chapter 6: *Mechanism of Head/Neck*. In: *Biomechanics: Principles and Applications* (2nd Edition). Boca Raton: CRC Press, 2008, s. 4.

²⁶⁷ MERTZ, H. J., PRASAD, P., IRWIN, A. L. *Injury risk curves for children and adults in frontal and rear collisions*. Paper presented at: SAE CONFERENCE PROCEEDINGS P 1997.

Výsledná hodnota HIC by neměla překročit hodnotu 1000, která vznikla historickým vývojem výzkumu poranění hlavy z hlediska působících zrychlení. V následující tabulce jsou zmapovány intervaly hodnot parametru HIC na stupnici AIS:

Tab. 8 - Přiřazení intervalů kritéria HIC k hodnotám škály AIS

HIC	AIS
do 270	0 – bez zranění
do 360	1 – lehké zranění
do 900	2 – střední zranění
do 1150	3 – vážné zranění
do 1400	4 – těžké zranění
do 1600	5 – kritické zranění
přes 1600	6 – maximální zranění

Data byla získána při nárazech lidské lebky čelem na plochý tuhý povrch, analogicky i u psů a opic. Získané hodnoty se v biomechanické literatuře používají ve formě „Wayne State“ křivky a GSI i pro jiné směry nárazu a i pro jiné orgány.

„Wayne State“ křivka a tolerance „SI“ vymezují hranice tolerance při zpoždění lebky, resp. pro nitrolební tlaky, jejichž změny jsou rozhodující pro snesitelné či životu nebezpečné smykové síly vzniklé při nárazu, jež poškozují mozek v důsledku deformace lebky a setrvačných sil.

Jako kritérium tolerance byla vzata fraktura lebky u pulsů 2–5 ms (mrtvoly), a u živých dobrovolníků bylo kritérium bezvědomí či lehký otřes mozku u pulsů přibližně nad 40 ms. Zrychlení (zpomalení) lebky bylo obvykle měřeno na opačné straně hlavy, než způsobil náraz.

Při biomechanickém posuzování poškození lebky je velmi praktický a užitečný výše uvedený SI - index ochrany cestujících, který rovněž odděluje při dosažení kritické hodnoty SI = 1000 vážné a smrtelné úrazy lebky od úderů, jež lze přežít. Na obr. 29 jsou znázorněny obě závislosti („Wayne State of Tolerance“ a „GADD Index of Severity“) pro obdélníkové pulsy efektivního zrychlení a pásmo pro pulsy pilovité (trojúhelníkové) a sinusové. Využití obou semiempirických závislostí je vždy vhodné konfrontovat s údaji v tabulce „Lidské tolerance těla při nehodě“. Podle analýzy literárních zdrojů můžeme uvést detailnější hodnoty HIC.²⁶⁸ Nejaktuálnější normy byly založeny v roce 2002 a jsou uvedeny v tabulce²⁶⁹.

Tab. 9 - Lidská tolerance těla při nehodě

	Muž	Žena	Dítě 6 let	Dítě 3 roky	Dítě 1 rok
HIC ₁₅	700–1000	700–1000	700–1000	570	390

²⁶⁸ EPPINGER, R. et al. *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint System-II*. NHTSA, Nov 1999, March 2000.

<http://www.mchenrysoftware.com/HIC%20and%20the%20ATB.pdf> [online]. 2000 [cit. 2011-02-08].

²⁶⁹ EPPINGER, R., SUN, E., KUPPA, S., SAUL, R. *Reports to National Highway Safety Administration*, 2000. Supplement: Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems-II. Retrieved March 23, 2005 from http://www-nrd.nhsta.dot.gov/pdf/nrd-11/airbags/finalrule_all.pdf

Jeden z největších problémů experimentálního měření s použitím figurín je interpretace naměřených hodnot (HIC kritéria) ve vztahu k míře poškození lidského organismu. Tímto problémem se zabýval Prasad a Mertz a v roce 1985 publikovali křivku, která popisuje závislost hodnoty HIC kritéria na míře zranění hlavy člověka v procentech (obr. 7.12).

Hodnota HIC15 = 1000 je ekvivalentní s 18% možností zranění AIS 4, 55% možností zranění AIS 3 a 90% možností zranění s rozsahem AIS 2 průměrného člověka. Jakým způsobem se bude měnit procentuální možnost zranění skrze celé spektrum populace, není doposud známo.

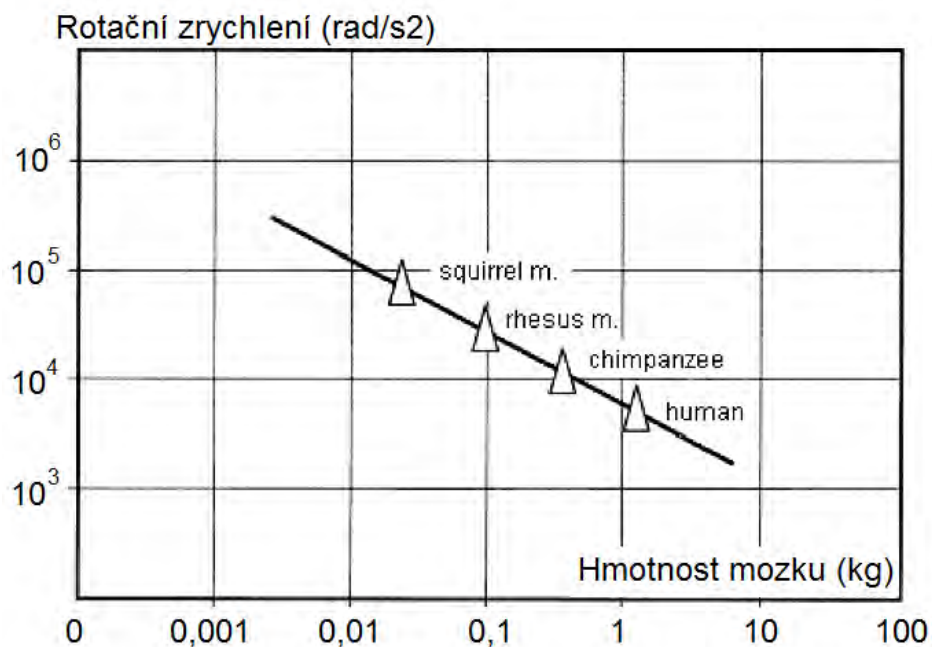
Pro hodnocení poranění traumatologického nálezu bylo využito stupnice AIS (Abbreviated Injury Scale), která je založena na anatomicko-klinickém posouzení poranění. Kritérium posuzování měření nebo modelování je korelace fyzikálních veličin s AIS.

Tab. 10 - Abbreviated Injury Scale

AIS	KATEGORIE	POPIS ZRANĚNÍ
0	Bez zranění	-----
1	Malé zranění	Lehká zranění mozku s bolestí hlavy, závratí, bez ztráty vědomí, lehké zranění krku, oděrky, pohmožděniny
2	Střední zranění	Otřes mozku s/bez fraktury lebky, bezvědomí do 15 minut, drobné trhliny rohovky, odchlípnutí sítnice, lehké zlomeniny nosu a kůstek obličeje
3	Závažné zranění	Otřes mozku s/bez fraktury lebky, bezvědomí nad 15 minut bez těžkých neurologických poškození, ztráta zraku, posun a/nebo otevřená zlomenina obličejových kůstek, zlomenina krční páteře bez poškození míchy
4	Velmi závažné zranění	Vnitřní zlomeniny, posun, vtlačení s vážnými neurologickými následky
5	Kritické zranění	Otřes mozku s/bez fraktury lebky, bezvědomí nad 12 hodin s krvácením do mozku a/nebo známky kritického neurologického poranění, ochrnutí
6	Smrtelné zranění	Smrt, částečné nebo úplné zničení kmene mozkového nebo částí páteře následkem tlaku nebo roztržení, zlomení a/nebo zkroucení horních částí krční páteře s poraněním míchy

Kritické hodnoty poškození lebky a mozku

Kritické hodnoty naměřené různými autory, jsou často rozdílné. Dále uváděný přehled hodnot má proto hlavně význam informativní. Příklady různých kritických hodnot tolerance, shromážděné od různých autorů na základě jejich mechanických a traumatických poznatků, uvádí přehledně následující tabulka.²⁷⁰



Obr. 7.13 - Vztah pro rotační zrychlení hlavy a toleranci organismu - Rotační zrychlení²⁷¹

²⁷⁰ STRAUS, J. Tolerance lebky a mozku na vnější mechanické působení. *Soudní inženýrství*, 18, 2007, č. 1, s. 42-49.

²⁷¹ SCHMITT, K. U. et al. *Trauma Biomechanics: Accidental injury traffic and sports*. Second Edition. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2007. S. 72, ISBN 978-3-540-73872-5.

Tab. 11 - Příklady různých kritických hodnot tolerance

	Maximální hodnota zrychlení (m.s⁻²)	Autor
Otřes mozku (comotio cerebri)	a = 350 g	Schneider podle Ziffer (1955, 1957, 1964)
	a = 300–600 g (zvířata)	Chandler (1953)
	a = 280–400 g (opice, kočky)	Sellier-Unterharnscheidt (1962)
	a = 80–120 g (člověk)	
	Tlak intrakraniální (Pa)	
	147 150 Pa po dobu 6–12 ms	Lissner-Gurdjian (1966)
	206 010 Pa po dobu do 6 ms	Patrick (1966)
	Maximální hodnota zrychlení (m.s⁻²)	
Zhmoždění mozku (contusio cerebri)	a = 350–500 g	Schneider podle Ziffer (1955, 1957, 1964)
	Tlak intrakraniální (Pa)	
	196 200 Pa po dobu 6–12 ms	Lissner-Gurdjian (1966)
	Maximální hodnota zrychlení (m.s⁻²)	
Fraktura lebky (s mozkiem) při pádu na betonovou či ocelovou desku	a = 515 g při fraktuře klenby lební	Ziffer (1956)
	a = 500–700 g při fraktuře v oblasti čela	
	Maximální zátěžová síla při fraktuře klenby lební	
	F = 25 750 N	
	Tlak na vnitřní straně klenby lební	
	858 375 Pa	
	Tlak spánkový	
	206 010 Pa	Haynes-Lissner (1962)

Tab. 12 - Příklady různých kritických hodnot tolerance

	Tlak (kp.cm⁻²), Pa (N.m⁻²)	Autor
Otřes mozku (comotio cerebri)	1,0 kp.cm ⁻² (intrakraniálně) = 10000 kp.m ⁻² = 98100 Pa (po dobu 6–12 ms)	Lissner-Gurdjian (1960); Patrick (1966)
	Mírný otřes 1,5 kp.cm ⁻² = 15000 kp.m ⁻² = 147150 Pa (po dobu 6–12 ms)	
	2,1 kp.cm ⁻² = 21000 kp.m ⁻² = 206010 Pa (žádné poranění mozku při t < 6 ms)	
	2,1–6,3 kp.cm ⁻² = 206010–618030 Pa (při t = 1 ms)	
		Ellis (1964)
Pohmoždění mozku (contusio cerebri)	2,0 kp.cm ⁻² = 20000 kp.m ⁻² = 196200 Pa (po dobu 6–12 ms)	Lissner-Gurdjian (1960)

Přehled kritických hodnot při fraktuře mozkové části lebky při „tupém nárazu“ jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 13 - Hodnoty pro náraz lebky (s mozkiem a měkkými částmi) na betonovou desku z výšky 1,8 m (Ziffer 1965)

Maximální hodnota zrychlení při vzniku zlomeniny lebeční	$a_{\max} = 515 \text{ g}$
Maximální zátěžná síla při zlomenině klenby lební	$F_{\max} = 25\,750 \text{ N}$
Hydrostatický tlak na vnitřní straně klenby lební při zlomení	$P = 8,75 \text{ kp.cm}^{-2} = 87500 \text{ kp.m}^{-2} = 858375 \text{ Pa}$
Zrychlení při fraktuře lebky v oblasti čela	$a_{\max} = 500\text{--}700 \text{ g}$ $a_{\text{eff}} = 200\text{--}300 \text{ g}$

Normy pro přežití pro impulsní působení ($t = 50\text{--}200\text{ ms}$) jsou uvedeny v následující tabulce:

Tab. 14 - Normy pro přežití podle DIN (SRN 2001- EU)

Část těla	Záporné zrychlení – zpomalení průměr	max.
Hlava	55 g	80 g
Hrudník	40 g	50 g
Pánev	46 g	50 g

Z hlediska poranění hlavy a mozku můžeme předpokládat dvě varianty, a to:

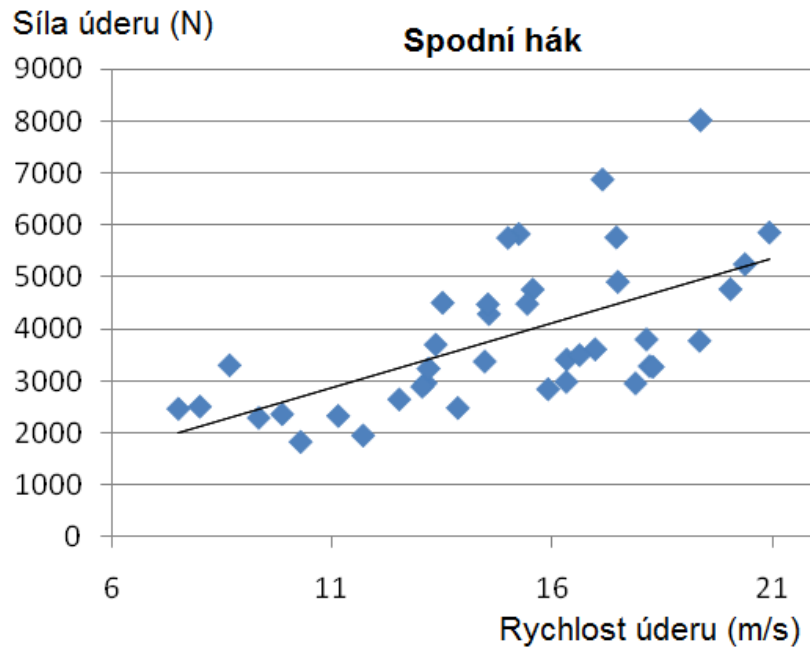
1. Dopadající objekt neprojde lebkou. Mozek může být velmi vážně zraněn, aniž by došlo k prasknutí lebky.
2. Dojde k úderu do hlavy a v důsledku působení vnější síly dojde k fraktuře lebečních kostí a následně i k poškození mozkové tkáně

7.2 Biomechanické aspekty přímého úderu

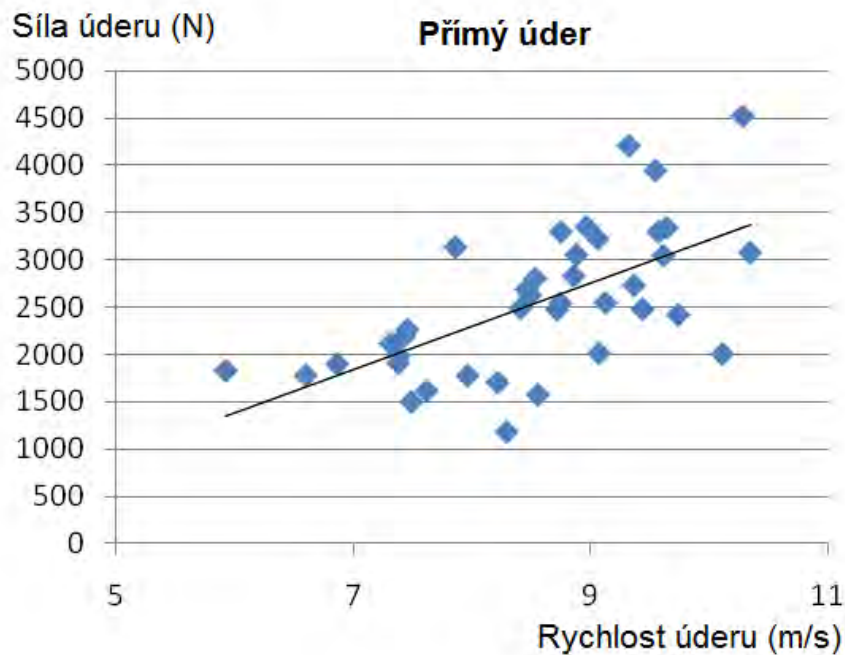
Pro posuzování poranění lebky tupým předmětem je velice důležitá znalost působící síly. Síla úderu je jeden z důležitých faktorů, který dává informaci o intenzitě úderu. Při biomechanickém hodnocení nás zajímá vždy maximální složka působící síly na tělo druhé osoby. Údaje o velikosti sil vznikajících při úderném působení jsou v naší i zahraniční odborné literatuře velice vzácné. V literatuře se objevují sporadické údaje, které jsou velmi často měřeny na vrcholových sportovcích, při úderu boxerů, karatistů atd. Pro potřeby forenzního hodnocení je ovšem nutné znát hodnotu běžné populace. Lze konstatovat, že velikosti působících sil při úderu jsou zatím neznámé, literární údaje jsou velmi sporadické a zcela chybí experimentální údaje.

V biomechanické literatuře byla publikována studie autorů Jacob Mack, Sarah Stojasih, Don Sherman, Nathan Dau, Cynthia Bir²⁷², která zkoumá vztah mezi rychlostí úderu a silou úderu. Experimenty byly provedeny se skupinou 39 amatérských boxerů, kteří se zúčastnili mistrovství světa v boxu v roce 2009. Hmotnost boxerů byla v rozmezí od 54 kg do 118 kg (průměr 77 ± 15 kg). Tělesná výška boxerů se pohybovala od 1,60 m do 1,98 m (průměr $1,77 \pm 0,08$ m). Boxeři měli za úkol provést úder spodním hákem a přímým úderem do biomechanické figuríny Hybrid III 50. Na figurínu bylo upevněno několik snímačů akcelerace, současně byl pohyb snímán rychloběžnou kamerou s frekvencí snímků 500 snímků za sekundu. Bylo zjištěno, že síla úderu výrazně koreluje s dopadovou rychlostí ruky.

²⁷² MACK, J., STOJSIH, S., SHERMAN, D., DAU, N., BIR, C. Amateur boxer biomechanics and punch force. *Biomedical Engineering Department, Wayne State University, Detroit, Michigan, USA, 2010.*



Obr. 7.14 - Vztah mezi rychlostí úderu ruky a silou úderu- spodní hák²⁷³

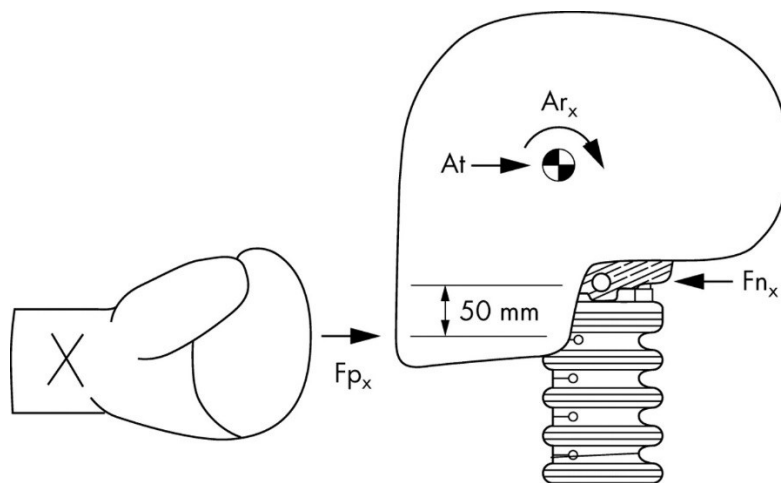


Obr. 7.15 - Vztah mezi rychlostí úderu ruky a silou úderu – přímý úder²⁷⁴

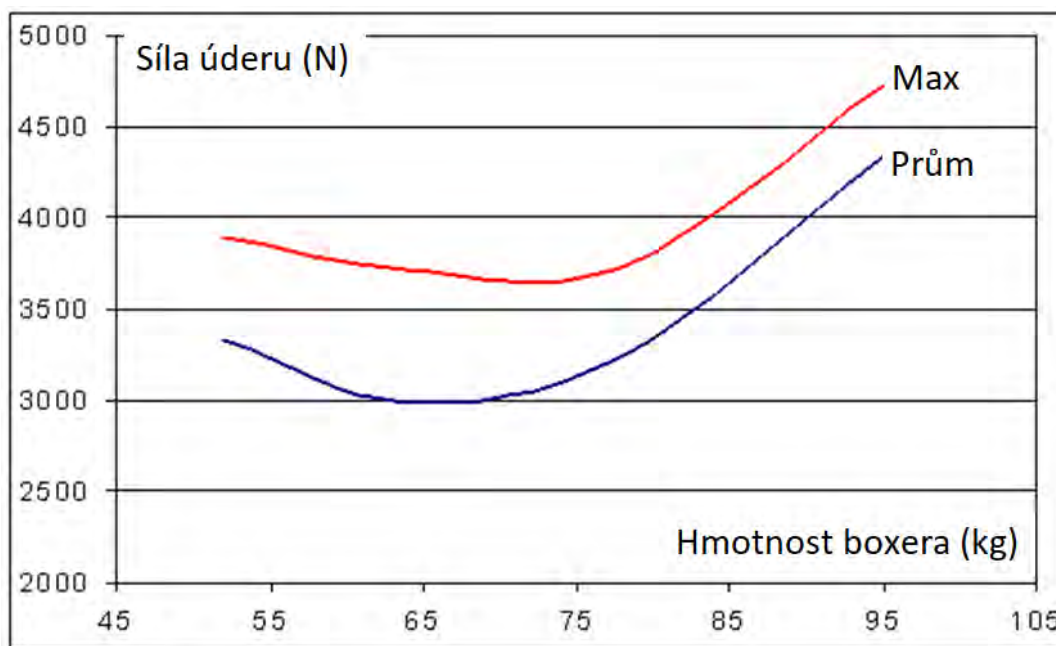
²⁷³ MACK, J., STOJSIH, S., SHERMAN, D., DAU, N., BIR, C. Amateur boxer biomechanics and punch force. *Biomedical Engineering Department, Wayne State University, Detroit, Michigan, USA, 2010.*

²⁷⁴ MACK, J., STOJSIH, S., SHERMAN, D., DAU, N., BIR, C. Amateur boxer biomechanics and punch force. *Biomedical Engineering Department, Wayne State University, Detroit, Michigan, USA, 2010.*

Walilko²⁷⁵ et al. (2005) prováděl měření s týmem olympijských boxerů různé hmotnosti, měřil sílu úderu pěstí, direkt do hlavy Figuríny Hybrid III. Ukázalo, že průměrná síla úderu byla 3427 ± 811 N, rychlost ruka dosáhla $9,14 \pm 2,06$ m/s.



Obr. 7.16 - Znázornění úderu ho hlavy²⁷⁶



Obr. 7.17 - Síla úderu vrcholových boxerů v závislosti na hmotnosti²⁷⁷

²⁷⁵ WALILKO, T.J., VIANO, D.C., BIR, C.A. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*; Oct. 2005, Vol. 39 Issue 10, p. 710-719, 10p.

²⁷⁶ WALILKO, T.J., VIANO, D.C., BIR, C.A. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*; Oct. 2005, Vol. 39 Issue 10, p. 710-719, 10p.

²⁷⁷ WALILKO, T.J., VIANO, D.C., BIR, C.A. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*; Oct. 2005, Vol. 39 Issue 10, p. 710-719, 10p.

Experimentální měření síly přímého úderu

Cílem našich výzkumů bylo experimentálně změřit maximální sílu přímého úderu – direktu, její závislost na tělesné výšce, tělesné hmotnosti a trénovanosti, a stanovit průměrné hodnoty pro sledované skupiny. Těžiště naší experimentální práce spočívalo zejména v důkladné analýze dynamiky přímého úderu - direktu provedeného pokusnou osobou ze zadní ruky a střehového postavení vždy tzv. silnou paží a bez chrániče či rukavice. Stanovili jsme si následující úkoly:

- navrhnout vhodnou metodiku měření
- vybrat reprezentativní skupinu pokusných osob
- provést základní měření dynamické složky síly přímého úderu silnou paží ze zadní ruky a střehového postavení

Z dostupných pramenů vyplývá, že pro měření síly úderu bývají používána zařízení jako tenzometrické desky nebo již výše zmíněné dynamometrické dráhy. V našich podmínkách však nízká dostupnost a vysoká finanční náročnost, nás donutila k hledání vlastní cesty. Navrhli jsme proto vlastní postup, jehož pomocí můžeme při zanedbatelných nákladech dosáhnout srovnatelné přesnosti výstupů. Využíváme vytvořeného mechanického modelu úderného předmětu, který velmi dobře simuluje hmotnost lidské hlavy. Po stránce materiálně-technického vybavení nám postačilo 15 kg plaveného písku, výškově nastavitelný stativ s měřítkem a pásmo. Písek byl rozdělen do třech balíčků přibližně válcového tvaru o hmotnostech 3, 5 a 7 kg, přičemž jsme po pilotním měření rozhodli, že nadále bude používáno pouze závaží o hmotnosti 5 kg, které se u testovaných osob osvědčilo nejlépe. Hmotnost hlavy je uvažována v 6,94 % hmotnosti těla, pak zvolená hodnota 5 kg přesně odpovídá pro hmotnost průměrného somatotypu člověka. Měření bylo provedeno na biomechanické figuríně s usazeným akcelerometrem na hlavě.

Výsledky

Vlastní měření jsme provedli na vzorku studentů, mužů při úderu ve střehovém postavení, každý provedl několik přímých úderů, měřili jsme vstupní parametry pro následný výpočet. Měření jsme provedli se souborem 40 mužů ve věku 21–55 let, u nichž byla před zahájením experimentu zjištěna tělesná hmotnost výška a které bylo možno dle stupně trénovanosti rozdělit do pěti skupin označené známkou 1–5, následujícím způsobem 1 - vysoce trénovaní, 2 - dobře trénovaní, 3 - průměrně trénovaní, 4 - podprůměrně trénovaní, 5 - netrénovaní.

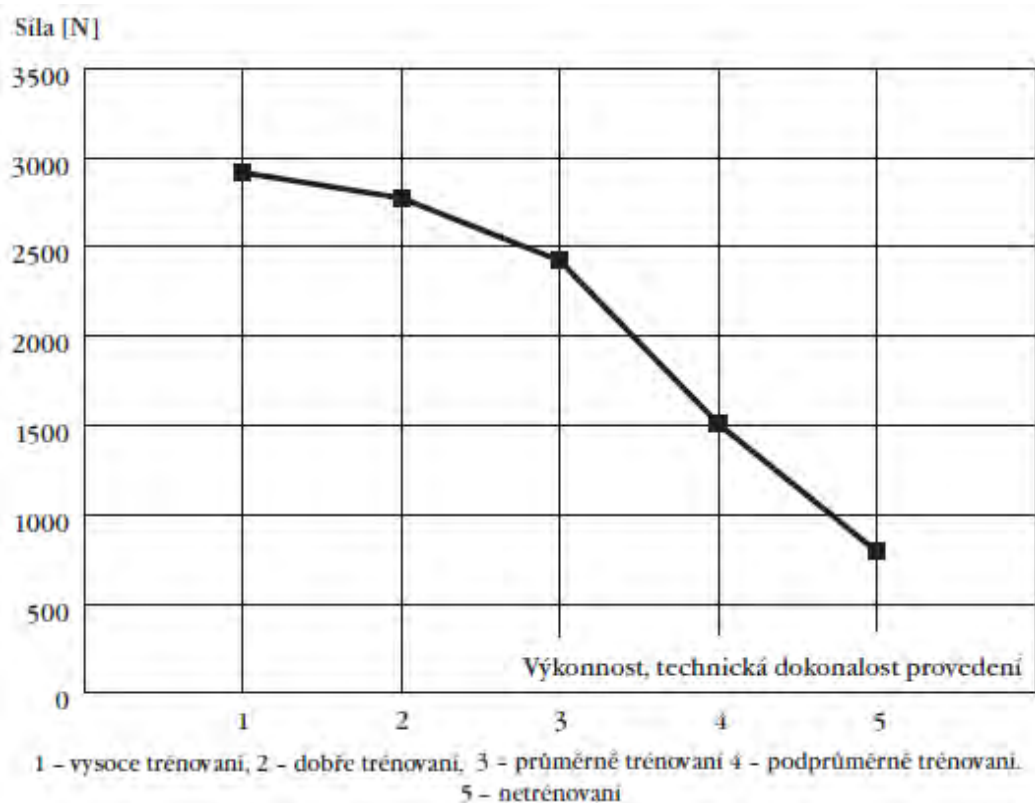
Pro všechny skupiny bylo používáno pískového závaží o hmotnosti 5 kg, úderu byly prováděny ze zadní ruky a střehového postavení tzv. silnou paží a pro každou pokusnou osobu byla výška těžiště závaží nastavena do úrovně výšky ramene osoby. Každá pokusná osoba měla k dispozici tři cvičné 'nástřelné' úderu, které následovaly celkem tři měřené pokusy, z nichž vždy nejdelší byl zadokumentován a dále použit pro výpočty. Výpočet jsme provedli podle impulsu síly, který je definován jako integrál ze součinu síly přírůstku času nebo za pomoci práce síly.

Námi navržená a použitá metodika měření velikosti dynamické složky úderné síly přímého úderu, direktem vedeného ze zadní ruky a střehového postavení tzv. silnou paží, umožňuje při nevelkých nákladech zjistit potřebnou hodnotu. Uvedené výpočty

dovolují přesný výpočet ve znalecké činnosti, zejména při hodnocení extrémního dynamického zatížení organismu při násilných trestných činech. Porovnáním s literárními údaji lze srovnat získané hodnoty a publikované hodnoty.

Tab. 14 - Přehled publikovaných hodnot působení dynamické síly

Autor	F [N]
BRADÁČ (1999) <ul style="list-style-type: none"> • úder ramenem • úder zády • pravý direkt • levý direkt • pravý hák • levý hák 	<ul style="list-style-type: none"> • 2 480 • 3 080 • 1 600–2 700 • 1 550–2 000 • 2 100–2 800 • 1 900–2 200
KARAS (1994) <ul style="list-style-type: none"> • subjektivně slabý úder • subjektivně střední úder • subjektivně silný úder • průměrná hodnota 	<ul style="list-style-type: none"> • 1 800 • 2 025 • 2 167 • 1 997
FRITSCHÉ (1981) Údery boxerů boxerskou rukavicí <ul style="list-style-type: none"> • pravý direkt • levý direkt • pravý hák • levý hák 	<ul style="list-style-type: none"> • 1 600–2 700 • 1 550–2 000 • 2 100–2 800 • 1 900–2 200
STRAUS (2007) <ul style="list-style-type: none"> • vysoce trénovaní • dobře trénovaní • průměrně trénovaní • podprůměrně trénovaní • netrénovaní 	<ul style="list-style-type: none"> • 2 917 • 2 775 • 2 424 • 1 510 • 765
WALILKO, VIANO, BIR (2005) Údery boxerů vrcholové úrovně (OH) <ul style="list-style-type: none"> • průměrná hodnota • maximální • minimální 	<ul style="list-style-type: none"> • 3 427 • 4 800 • 3 000



Obr. 7.18 - Závislost síly úderu na trénovanosti, 1 - vysoce trénovaní, 2 - dobře trénovaní, 3 - průměrně trénovaní, 4 - podprůměrně trénovaní, 5 - netrénovaní

Přesné měření jsme provedli i na biomechanické figuríně. Figurant v době experimentu byl ve věku 36 let, o hmotnosti 88 kg, se středně dobrou trénovaností. V sedmnáctém až dvacátém roce věku se aktivně věnoval bojovému umění, kdy si fixoval základní pohybové dovednosti se zaměřením na různé druhy úderů. Od té doby techniku úderu nijak nerozvíjel. Figurant prováděl úder svojí dominantní rukou. Měl stabilní a pevný postoj. Při samotném provedení úderu, kdy ruka zahájí pohyb vpřed směrem k figuríně, se trup figuranta naklonil na levou stranu a levé rameno strhává pohyb horní poloviny trupu do rotace kolem vertikální osy s odklonem vlevo dolů. Tím dochází u pravé ruky k odchylce pravého lokte od trupu těla. To má za následek technicky nedokonalý úder a ztrácí na své intenzitě.

Získaná data byla převedena do programu Excel a dále zpracována. Naším cílem bylo zjistit celkový průběh zrychlení těžiště hlavy figuríny a:

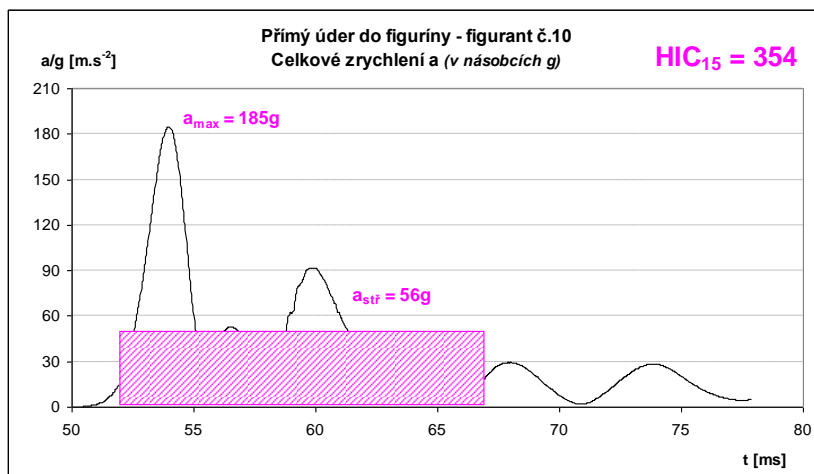
$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Průběh celkového zrychlení byl vyneseno do grafu a dále byla určena hodnota HIC (Head Injury Criterion) podle následujícího vzorce:

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1)$$

a ... celkové zrychlení (v násobcích g), $t_2 - t_1$... doba impaktu ($t_2 - t_1 < 36$ ms)

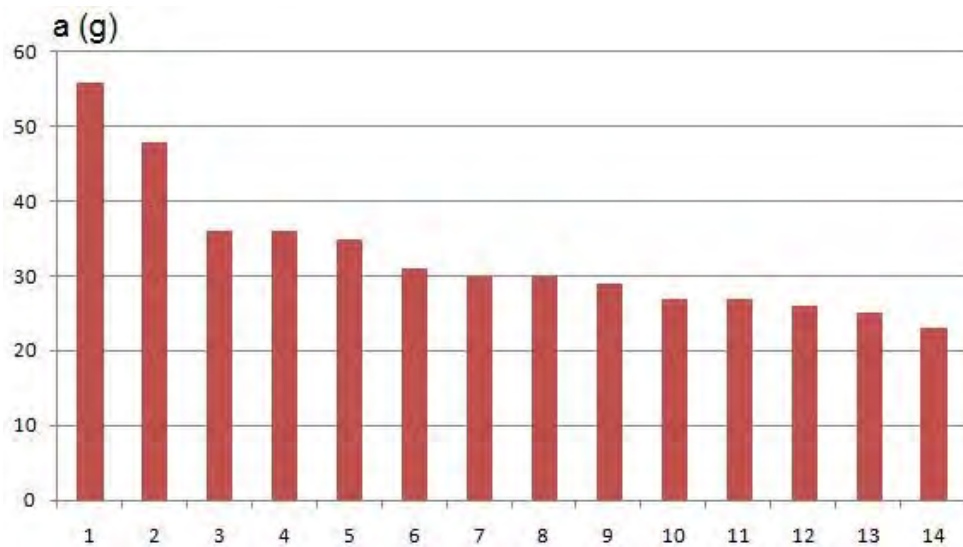
V následujícím grafu je uvedena časová závislost celkového zrychlení hlavy figuríny (obr. 7.19).



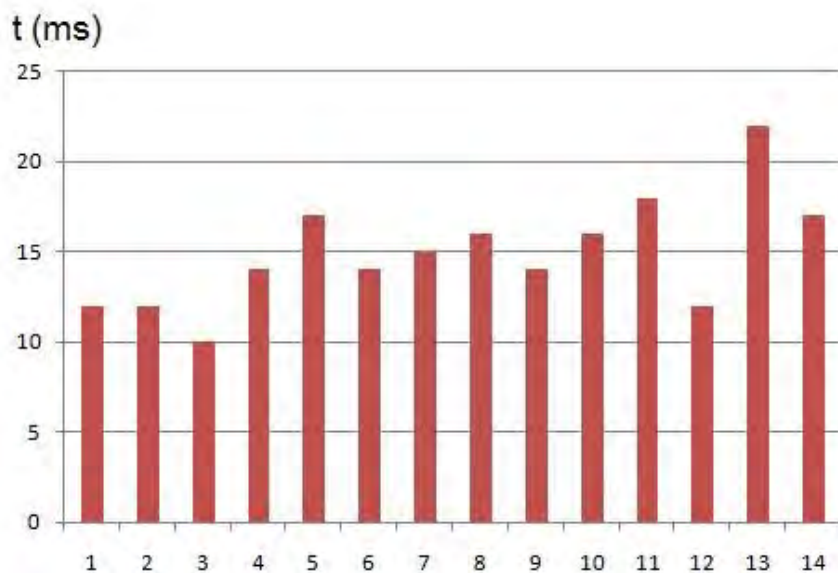
Obr. 7.19 - Časová závislost celkového zrychlení hlavy figuríny



Obr. 7.20 - Sekvence snímků úderu z vysokorychlostní kamery



Obr. 7.21 - Naměřené hodnoty zrychlení hlavy po úderu



Obr. 7.22 - Impakt při úderu do hlavy

Na základě experimentů můžeme konstatovat následující:

- nebyla prokázána výrazná závislost velikosti dynamické složky síly úderu na tělesné hmotnosti,
- nebyla prokázána výrazná závislost velikosti dynamické složky síly úderu na tělesné výšce,
- je možno konstatovat značnou závislost velikosti dynamické složky síly úderu na stupni trénovanosti pokusné osoby.
- průměrná hodnota velikosti dynamické složky úderné síly pro jednotlivé sledované skupiny je následující:

1. vysoce trénovaní	2917 N
2. dobře trénovaní	2775 N
3. průměrně trénovaní	2424 N
4. podprůměrně trénovaní	1510 N
5. netrénovaní	765 N

Měřením v dynamometrických testech u mužů normální populace, kteří nejsou aktivními sportovci, bylo zjištěno, že lze dosáhnout těchto hodnot kolem 2000 N.

Za průměrnou hodnotu, kterou vyvine středně zdatný muž, o hmotnosti 75 kg, při přímém úderu, můžeme uvažovat hodnotu 2150 N, s rozpětím 1600–2700 N.

U sportovců nebo u fyzicky zdatných osob lze dosáhnout samozřejmě vyšších hodnot. Osoba, která např. měří 185 cm a váží 75–90 kg, může vyvinout při úderu vyšší maximální amplitudu dynamické složky síly úderu, lze uvažovat sílu úderu v intervalu 2100–3200 N při průměru 2650 N.

Naměřená data jsou v dobré shodě s experimentálními hodnotami uveřejněné v zahraniční literatuře. Naším cílem je vytvořit širokou databázi různých úderů, která by napomáhala k odhalení kriminalistických případů. Měřením bylo zjištěno:

$$a_{\varnothing} = 32,78 \text{ g}$$

$$a_{\max} = 56 \text{ g}$$

$$a_{\min} = 23 \text{ g}$$

Získané hodnoty jsou významné pro biomechanické hodnocení intenzity úderu, impaktu, a predikovat tak velmi přesně možné silové účinky na organismus. Provedený výzkum ukazuje dobrou cestu pro další měření. Získané výsledky jsou unikátní a jsou využitelné v kriminalistice při vyšetřování násilných trestných činů.

Maximální složka přímého úderu závisí na několika faktorech, obecně lze stanovit prvky výsledné síly úderu, jsou to z čistě mechanického hlediska - dopadová rychlost- impakt (tj. doba rázu). Z hlediska biomechaniky to jsou - technika provedení, dráha deformace, úhel zásahu, zpevnění ruky při zásahu, schopnost přenosu energie celého těla.

8. Biomechanické hodnocení třesení dítěte - Shaken baby syndrome

V současné dynamicky se rozvíjející společnosti objevujeme nové fenomény jak z pohledu kriminologie, psychologie, trestního práva, tak z hlediska kriminalistiky, kde se stále hledají nové způsoby vedoucí k objasňování trestných činů jako například projevy rodinného násilí. Domácí násilí lze vymezit jako převážně v soukromí jednostranně cílený, opakující se dynamický systém nebezpečných útoků proti životu, zdraví, svobodě, nebo útoků proti lidské důstojnosti osoby blízké (nebo blízkých osob), především psychického, fyzického nebo sexuálního charakteru.

Součástí tohoto násilí je také týrání, zneužívání a zanedbávání dětí souhrnně označováno anglosaskou zkratkou CAN (Child Abuse and Neglect). Syndrom CAN je obvykle definován jako poškození fyzického či psychického nebo sociálního stavu a vývoje dítěte²⁷⁸. Toto poškození vzniká v důsledku jakéhokoli a rozhodně ne náhodného jednání rodičů nebo jiné dospělé osoby a je v dané společnosti a kultuře hodnoceno jako nepřijatelné. Příznaky CAN vznikají následkem aktivního ubližování nebo nedostatečné péče. Pojem CAN se vztahuje na všechny základní formy ohrožení dítěte prostřednictvím týrání tělesného i psychického rázu, zanedbáváním a zneužíváním - tyto formy jsou velmi rozmanité a velmi často se navzájem kombinují.

Od roku 1992 se dle Zdravotní komise Rady Evropy za fyzické týrání považuje vědomé tělesné ublížení dítěti anebo nezabránění ublížení či utrpení dítěte včetně úmyslného otrávení nebo udušení dítěte - pokud je jasné či existuje důvodné podezření, že zranění bylo způsobeno anebo mu vědomě nebylo zabráněno.

Frekventovaná jsou týrání skrytá - zavřená (např. otřesy mozku, míchy, poranění svalů, šlach, nervů, cév, kloubů, zlomeniny nebo poškození nitrobřišních orgánů: tupým úderem může být způsobeno roztržení jater, sleziny, žaludku..., apod.), a jinými dalšími formami jako jsou²⁷⁹:

- nepřiměřené taháním za ušní boltce,
- přinucení dítěte stát nebo sedět v nepohodlné pozici nebo na místě, které v něm vyvolává strach (ve sklepě apod.),
- odpírání spánku nebo potravy za trest,
- silné třesení, zejména u malých dětí (syndrom třeseného dítěte),
- otravy jedy a chemikáliemi,
- podávání alkoholu a drog.

²⁷⁸ CASE, M., GRAHAM, M., HANDY, T., JENTZEN, J., MONTELEONE, J. The National Association of Medical Examiners Ad Hoc Committee on Shaken Baby Syndrome. Position paper on fatal abusive head injuries in infants and young children. *American Journal of Forensic Medicine and Pathology*. Vol. 22, No 2, 2001, pp. 112-122.

CORY, C. Z., JONES, B. M. Can shaking alone cause fatal brain injury? A biomechanical assessment of the Duhaime shaken baby syndrome model. *Med Sci Law*, Vol. 43, No 4, 2003, pp. 317-333.

²⁷⁹ HÁJEK, Š., ŠTEFAN, J. *Příčiny, mechanismus a hodnocení poranění v lékařské praxi*. Praha: Grada Publishing, 1996. 228 s.

8.1 Syndrom třesení dítětem

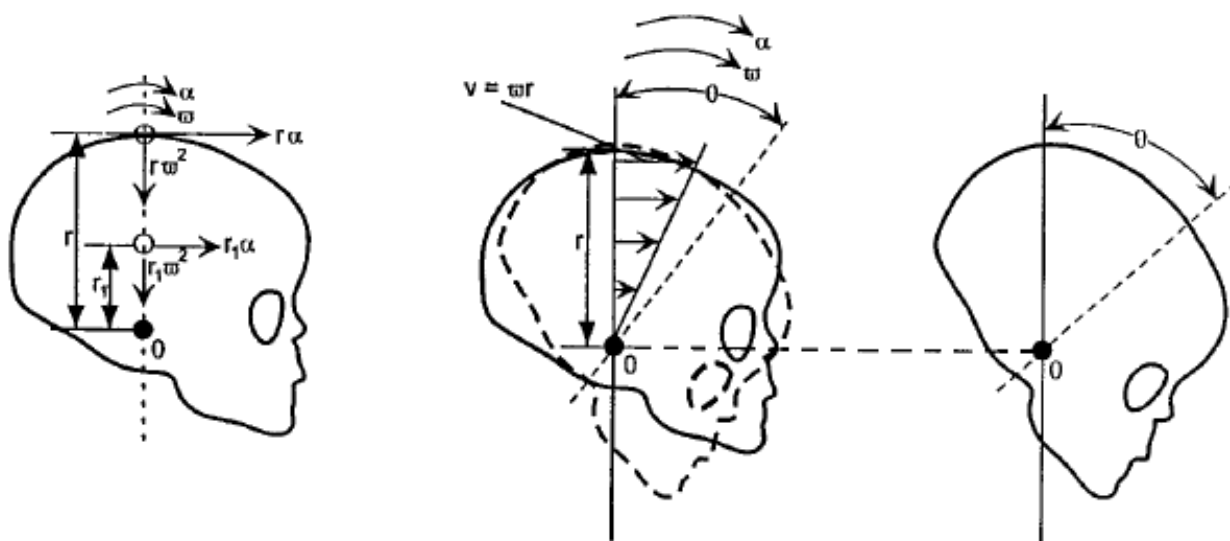
Uvedený syndrom třeseného dítěte není zatím velice známý, přesto patří mezi nejhrubší formu násilí na dětech. Jedná se o zdravotní potíže označované jako syndrom třeseného dítěte – angl. Shaken baby syndrome (SBS) - bývají způsobeny prudkým třesením a cloumáním s kojencem nebo malým dítětem, přičemž nezáleží na tom, za jakou část těla dítěte je cloumáno a třeseno - zda za nohy, ruce, hrudník či ramena.

Dětská hlava a krk jsou mimořádně zranitelné právě proto, že hlava je tak velká a krční svaly jsou stále ještě slabé. Syndrom třeseného dítěte se vyskytuje u dětí v jakémkoliv věku, ale nejčastěji u dětí mladších jednoho roku. Podle posledních studií činí roční incidence poranění hlavy 24,6 na 100 000 dětí do 1 roku věku s průměrem výskytu okolo 8 týdnů života. Nejmladší dítě, u kterého byl syndrom diagnostikován, byl osmidenní novorozenec.

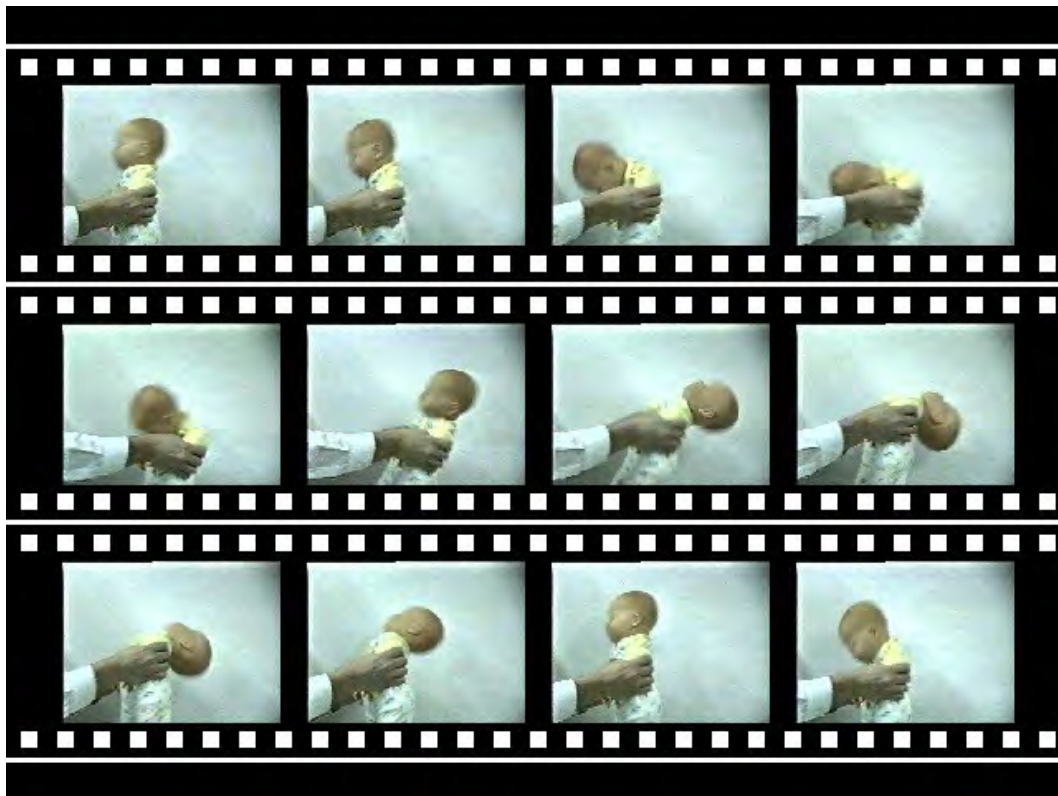
Dětský mozek a cévy jsou velmi křehké a třesení, šubání či prudké trhání způsobí hyperflexi nebo hyperextenzi krčních svalů s vážnými následky. Prudké třesení může mít za následek poškození mozku (které vede až k mentální retardaci, poruchám řeči nebo učení), paralýzu, epileptické záchvaty, ztrátu sluchu nebo dokonce smrt. Může také způsobit krvácení do mozku nebo v okolí očí s následkem slepoty.

8.2 Biomechanické aspekty Shaken Baby Syndrome

Z hlediska biomechanického namáhání jsou důležité dvě zásadní hodnoty, a to přetížení mozku (decelerace hlavy vyjádřená v násobcích g , tíhová konstanta $g = 9,81 \text{ m.s}^{-2}$) a čas zátěže (s). Na obr. 8.1 je uvedeno schéma zatížení hlavy třesením.



Obr. 8.1 - Schéma zatížení hlavy třesením



Obr. 8.2 - Shaken Baby Syndrome - směr působení sil

Podle biomechanických podkladů²⁸⁰ platí hodnoty třesení pro děti následujících parametrů - hmotnost dítěte 3–4 kg, hmotnost hlavy 770–870 g, hmotnost mozku 500 g. Při třesení dochází k rotaci hlavy kolem bodu O, velikost smykových sil je závislá na délce poloměru r , podle biomechanických podkladů lze stanovit $r = 10$ cm. Pro $a = 9$ g je maximální rychlost na horním okraji hlavy (na temeni hlavy) $v = 8,83$ m.s⁻¹. Rychlost kmitání hlavy má charakter sinusového průběhu. V místě extrému je $v = 0$. Rychlost pohybu se zvýší na okraji mozkové kůry a vzniknou nebezpečné smykové síly mezi mozkem a lebkou, ty mají za následek poškození tepen a následné nitrolební krvácení.

Z dosud zjištěných údajů vyplývá, že k syndromu třeseného dítěte („Shaken Baby Syndrome“) dochází převážně v situaci, kdy osoba držící v rukou dítě s ním provádí předozadní pohyb. Tím v důsledku nedostatečně vyvinutých týlních svalů dítěte, rychlé akceleraci předozadního pohybu ze strany držící osoby, dochází k pozdější akceleraci, dochází ke zrychlení hlavy dítěte při zpětném pohybu. Působením předozadního pohybu a odstředivých sil vzniká zvýšený nitrolební tlak a v důsledku pohybu mozkové hmoty uvnitř hlavy dítěte začnou působit i smykové síly. Z výše uvedených důvodů byl pro modelovou situaci zvolen právě tento způsob pohybu dítěte.

Pro tuto modelovou situaci byl zapůjčen firmou HELAGO-CZ s.r.o. simulátor určený pro výukové účely o Shaken Baby Syndromu od výrobce Realityworks. Při prvním měření pilotní modelové situace jsme na figuríně zvýraznily pevné body lepicí

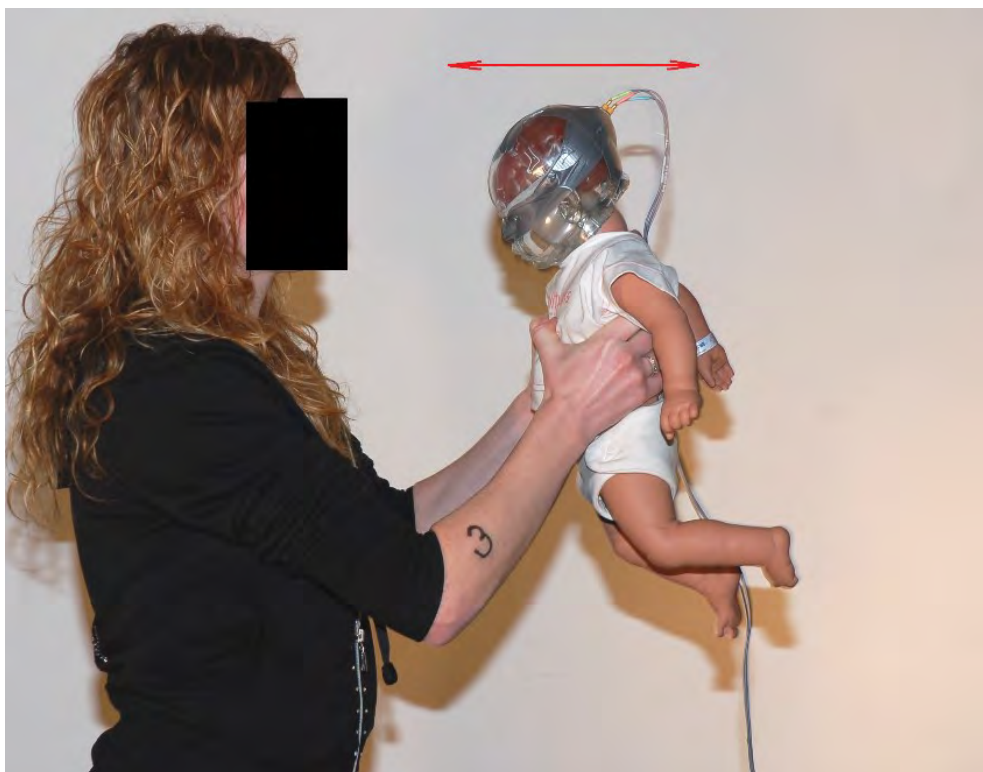
²⁸⁰ STRAUS, J. *Applikace forezní biomechaniky*. Praha: Police history, 2003.

páskou. Pro záznam pohybu byla použita rychlostní videokamera s frekvencí snímání 250 snímků za sekundu.

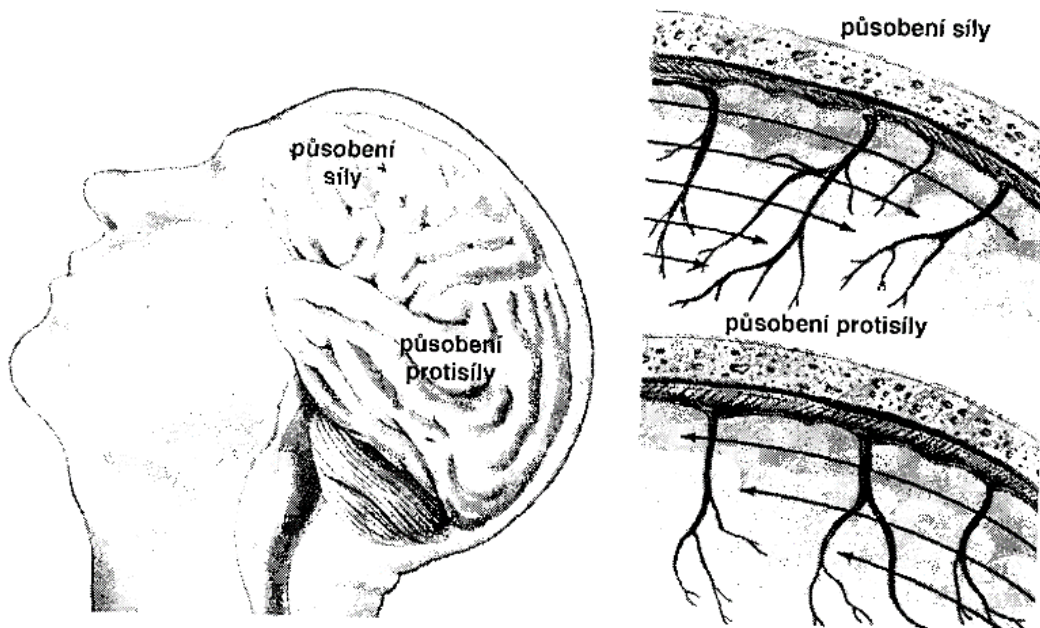
Figurína byla ve velikosti přibližně šesti měsíčního kojence vybavena akustickým simulátorem dětského pláče a uvnitř hlavy snímači spojené s LED diodami. Ty po dosažení určité hraniční meze počaly impulsně červeně svítit. Signalizující tak kritickou hranici vážných poškození oblastí mozku. Zároveň ustal i akustický simulátor pláče.

Figurína pro měření měla v sobě zabudovaná čidla, která simulovala dětský pláč, a při dosažení kritického zatížení mozku došlo ke světelné reakci na hlavě, hlava začala „blikat“. Reakce figuríny (simulátoru) se zkoušela i při intenzivním třesení (subjektivně velkým úsilím) a z prvotních zjištění vyplynulo, že postačoval kratší čas třesení (řádově několik sekund) a méně vynaloženého úsilí k tomu aby uvnitř zabudovaná čidla reagovala, než tomu bylo u třesení figurínou předozadním pohybem. Dále při chování záleželo na postavení hlavičky dítěte. Pokud byla hlavička směrem od figuranta do prostoru, bylo zapotřebí intenzivnějšího třesení než v případech, kdy hlavička figuríny směřovala vzhůru k figurantovi.

Pro druhé měření modelové situace jsme zvolili uchycení akcelerometru na hlavě figuríny, který snímal okamžité zrychlení hlavy dítěte. Záznam pohybu byl zaznamenán jak na jednu videokameru s frekvencí 25 snímků/sekunda, tak dvěma videokamerami frekvencí snímání 250 snímků/sekunda.

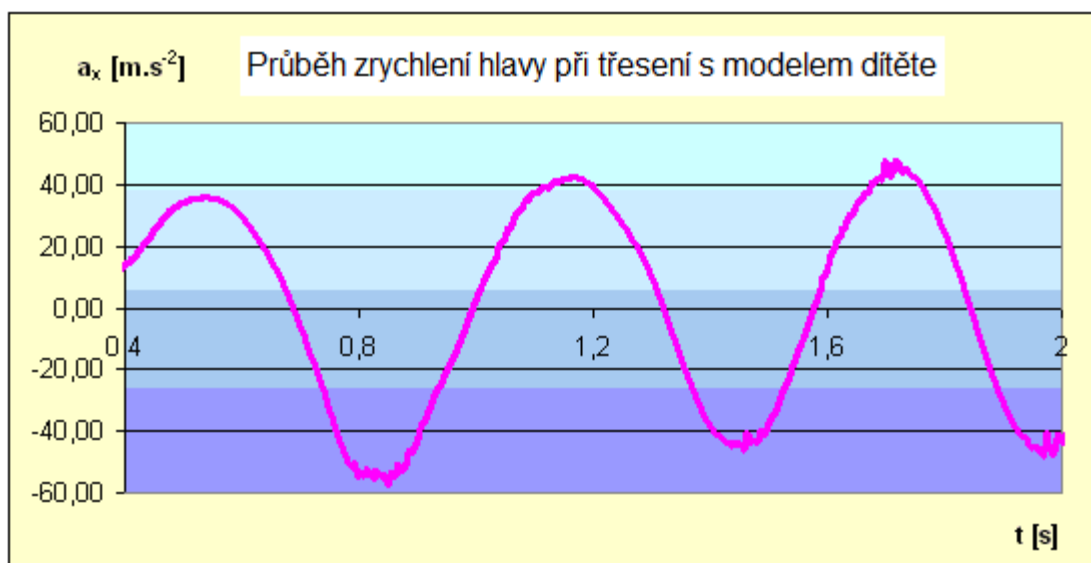


Obr. 8.3 - Třesení modelem dítěte, zapůjčený firmou HELAGO-CZ s.r.o. simulátor určený pro výukové účely o Shaken Baby Syndromu od výrobce Realityworks



Obr. 8.4 - Difuzní axonální trauma vzájemným střížným pohybem mozkové hmoty proti sobě

Vyhodnocení naměřených hodnot a grafické zpracování průběhu jednotlivých modelových situací je v následujícím grafu, které prezentují průběh decentrace hlavy.



Obr. 8.5 - Průběh zrychlení hlavy v čase, plynulé třesení dítětem

Někteří figuranti byli schopni i ve velmi krátkém čase vyvinout přetížení, které dosahuje či dokonce přesahuje hranici pro přežití při vnitřním poranění hlavy. Je třeba si povšimnout i délky třesení s dítětem. Délka třesení byla určována tím, kdy simulační zařízení pláče figuríny ustalo a zároveň se rozsvítily LED diody znázorňující oblasti poškození. Nejdelsí doba třesení trvala 2,5 s. Při teoretickém předpokladu, že třesení by trvalo kolem 5 s, pak kritické hranice tolerance organismu $HIC = 1000$ dosáhli téměř všichni figuranti. HIC je hodnota, která vyjadřuje zatížení mozku pro impulsní zatížení, je to funkce zrychlení hlavy v časovém intervalu.

$$\text{HIC} = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1), \text{ kde } a \text{ je výsledné zrychlení hlavy.}$$

Dále z výsledků měření této modelové situace vyšlo najevo, že při vložení spojnice trendu mocninného typu do graficky vyjádřených výsledů měření, že tato spojnice téměř identicky kopírovala teoreticky stanovenou hranici GSI = 1000.

Měřením na souboru osob se prokázalo, že lze dosáhnout kritické hodnoty zatížení organismu, nitrolební krvácení dítěte, velmi snadno. Všichni figuranti byli schopni vytvořit kritickou hranici decelerace hlavy. Třesením v krátkém časovém úseku po dobu několika sekund je člověk schopen způsobit přetížení, které dosahuje kritické hranice pro přežití při vnitřním poranění hlavy poškozeného dítěte.

Maximální hodnota přetížení hlavy v krajní poloze byla zjištěna hodnota zrychlení hlavy 30 g, a to pro záporné i kladné hodnoty, pro obě krajní polohy hlavy. Minimální hodnota byla zjištěna 9 g. Pokud uvažují absolutní hodnotu zjištěných maximálních zrychlení, pak průměrná hodnota při měření byla zjištěna 19 g.

Při překročení hodnoty 12 g je podle literatury²⁸¹ možné způsobit nejen vážnou újmu na zdraví, ale i smrt. Toto však bude velice individuální, neboť třesení může být ovlivněno nejrůznějšími faktory jako např. fyzické dispozice osoby třesoucí, zdravotní stav dítěte, jeho stáří a fyzická konstrukce nebo o jakou národnost se jedná. U dětí různých národností jsou známé rozdíly např. v období, kdy jsou schopny ovládat krční svalstvo. Potvrdili se však již dříve známé poznatky, že třesení dítěte způsobí enormní zvýšení tlaku mozku na vnitřní stranu lebky a vznikají značné smykové síly mezi mozkem a lebeční kostí. Takto může vzniknout subdurálních krvácení, edému mozku nebo zvýšení intrakraniálního tlaku. Vnitřní tlak způsobený tímto třesením, také působí na zadní stranu sítnice oka, ve kterém může dojít k retinálním hemoragiím a tím poškození zraku dítěte. Při silné akceleraci a následné deceleraci v důsledku nevyvinutých krčních svalů může dojít k přerušení impulsů jejich nervových výběžků (axonů) a následné zástavy srdce.

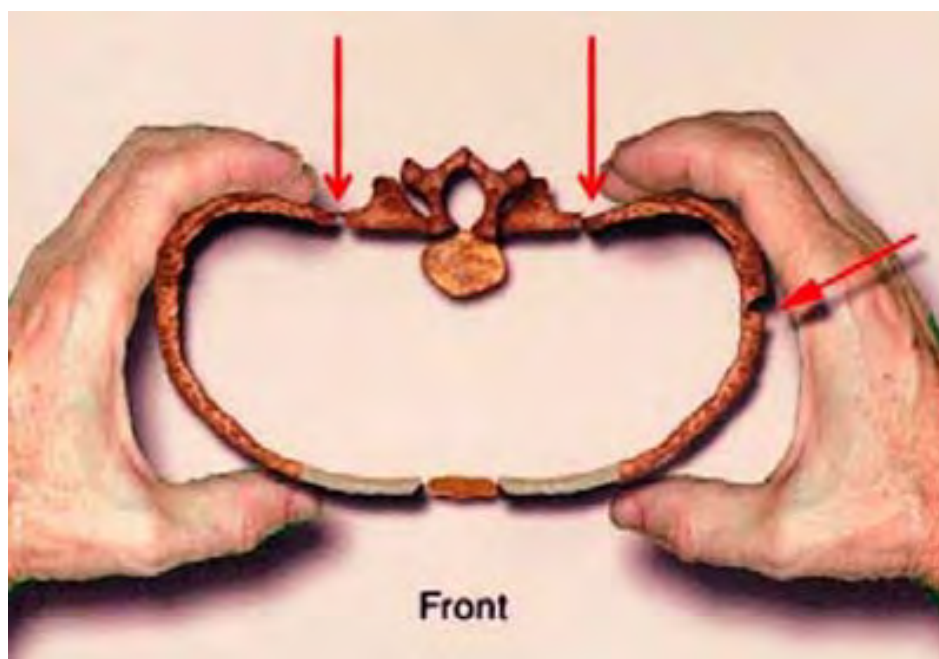
Na závěr uvedu ještě jednu skutečnost, kterou jsme vypožadovali při experimentech, která byla popsána i v literatuře²⁸². Při měření lze pozorovat postavení palců figurantů, které směřovaly do oblasti hrudníku dítěte. Ty mohou způsobit v této oblasti různé oděrky, hematomy či zlomeniny žeber. Na grafech si lze povšimnout, že pokud by se doba takto intenzivního třesení pohybovala mezi 4 až 5 sekundami, dosáhl by téměř každý figurant kritické hranice pro přežití při vnitřním poranění hlavy. Z výsledků měření lze také uvést, že jiné zacházení, v tomto případě chování, není pro dítě nebezpečné. Avšak pro potvrzení těchto závěrů u nás dosud nejsou provedena měření a studie v dostatečném množství.

²⁸¹ ORIENT, J. M. Reflection on „Shaken baby syndrome“: A Case Report. *Journal of American Physicians and Surgeons*. Vol. 10, No 2, 2005, pp. 45-50.

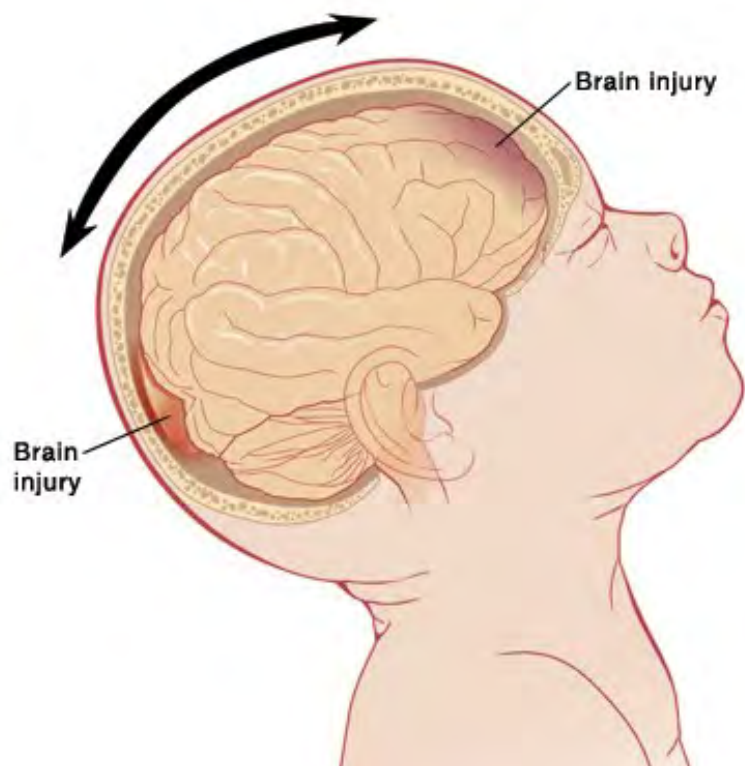
²⁸² ORIENT, J. M. Reflection on „Shaken baby syndrome“: A Case Report. *Journal of American Physicians and Surgeons*. Vol. 10, No 2, 2005, pp. 45-50.



Obr. 8.6 - Při měření lze pozorovat postavení palců figurantů, které směřovaly do oblasti hrudníku dítěte. Ty mohou způsobit v této oblasti různé oděrky, hematomy či zlomeniny žebér



Obr. 8.7 - Působení tlakových na hrudník dítěte



Obr. 8.8 - Rozsáhlé subdurální krvácení, zatížení mozkové hmoty²⁸³

²⁸³ <https://mychart.geisinger.org/staywel/html/Inpatient/388203.html> [online]. [cit. 2020-09-19].

Závěr

Z pohledu historie je forenzní biomechanika poměrně velmi mladý obor v systému forenzních věd. Tak jako jiné forenzní obory, tak analogicky i forenzní biomechanika vychází z mateřského oboru biomechaniky a postupem vývoje generuje poznatky ze znalecké praxe a vytváří si vlastní vědeckovýzkumnou základnu, směry vývoje a precizují se konkrétní možnosti využití forenzní biomechaniky ve znalecké činnosti. Forenzní biomechanika se natolik vyprofilovala jako samostatný obor, že v posledních letech jsou v procesu vyšetřování vyžadovány znalecké posudky z oboru „Kriminalistika - specializace forenzní biomechanika“ v daleko větší míře než tomu bylo v minulosti.

Forenzní biomechanika je vědní obor, který aplikuje biomechanické metody na zkoumání kriminalistických stop s biomechanickým obsahem a dekodování významné informace z kriminalisticky relevantní události, která vznikla v důsledku pohybové činnosti člověka a která souvisí s vyšetřovanou událostí.

Forenzní biomechanika zkoumá a objasňuje ten okruh kriminalistických stop, které mají v sobě obsažen biomechanický obsah, tedy uvedené aplikace podávají informaci o pohybovém aparátu člověka nebo o jeho pohybovém chování.

Předmět kriminalistiky jako každé jiné vědy je determinován určitým druhem zkoumaných zákonitostí objektivního světa. V případě forenzní biomechaniky lze vymezit předmět zkoumání ve dvou směrech. Předmětem zkoumání forenzní biomechaniky jsou jednak kriminalistické stopy s biomechanickým obsahem a dále kriminalisticky relevantní změny, které vznikly v důsledku mechanické interakce systému „člověk-okolí“.

Praktické využití poznatků forenzní biomechaniky je v současné době nejčastěji při hodnocení pádů z výšek, nekaskádovitých pádů lidského těla z relativně menších výšek (43 %) (pády do 150 metrů, kdy lze zanedbat odpor vzduchu). Dále v případech extrémního dynamického zatížení organismu (25 %) a jako třetí částí aplikace jsou pády ze stoje na zem nebo pády se schodů (15 %).

Okrajově se poznatky forenzní biomechaniky využívají při řešení dopravních nehod motorových vozidel, a dále hodnocení střetného boje v sebeobraně. V neposlední řadě i při identifikaci osob podle biomechanické analýzy lokomoce. Tak jak se bude rozvíjet směr výzkumu, jak se bude rozšiřovat databáze vědeckých poznatků, bude se i biomechanické zkoumání prohlubovat a zpřesňovat v již známých aplikacích.

Pro budoucí zaměření v této oblasti pokládám za nezbytnou také detailní analýzu skutečných případů, neboť teoretickým uvažováním nelze postihnout všechny zvláštnosti praxe. Přínosem v budoucím rozvoji forenzní biomechaniky bude kvalitnější technické vybavení, tj. několik kamer s vyšším rozlišením obrazu, kompletní 3D systém pro snímání pohybu

Jako perspektivní směry rozvoje forenzní biomechaniky spatřuji v realizaci řady přesně validovaných experimentů a následné využití počítačového modelování. Počítačové modelování je potřeba zejména v těch případech, kdy je nutné objasnit

možné či nemožné varianty pohybové činnosti. Kriminalistické metody umožňují vyjádřit se k otázce, zda daná pohybová činnost je biomechanicky přijatelná nebo nepřijatelná. Je možné se také vyjádřit cestou počítačového modelování pohybu, která z variant je více pravděpodobná.

V literatuře se v posledních letech prezentují možnosti počítačové simulace, někteří autoři využívají model PC Crash, MADYMO, PAM-Crash nebo Virtual Crash, v poslední době se využívá simulační program Virthuman.

Vzhledem k rozvoji vědy a techniky se pro potřeby forenzní biomechaniky jeví jako zpřesnění používaných modelů metoda konečných prvků a vícetělesových systémů. Metoda konečných prvků umožňuje řešit biomechanické problémy, včetně problematiky deformace jednotlivých těles. Metodu konečných prvků využívá např. program PAM-Crash, MADYMO nebo Virthuman. Finanční náročnost pořízení těchto vysoce profesionálních programů a časová náročnost výpočtu je staví do pozice programů využitelných pouze výjimečně na specializovaných pracovištích. Pro běžné výpočty pro potřeby forenzní biomechaniky není jejich praktické využití myslitelné.

Víčetělesový systém je definován pouze několika tuhými tělesy, navzájem spojeny kloubními vazbami, tento přístup neposkytuje možnost deformace, jeho předností je však krátký čas výpočtu a vysoká přesnost a názornost simulace.

Vhodné je aplikovat Virtual Crash a PC Crash pro řešení problému forenzní biomechaniky. V základních informacích o využití počítačové simulace Virtual Crash je možné nalézt příklad řešení pohybové situace pádu člověka na schodech. V podkladech se jasně uvádí, že Virtual Crash je velmi vhodný softwarový nástroj pro rekonstrukci nehod, dopady chodců, dopady jízdních kol a další biomechanické rekonstrukce.

Doufám, že tato monografie přispěje, byť jakkoliv nepatrně, k rozvoji a poznání forenzní biomechaniky jak v oblasti teorie, tak praktického využití pro potřeby kriminalistiky.

Literatura

1. ADAMEC, J., GRAW, M., PRAXL, N. Numerical Simulation in Biomechanics – A Forensic. *Acta Univ. Palacky. Olomouc, Gymn.* 2006, vol. 36, no. 4, 33.
2. ADAMEC, J. et al. Forensic biomechanical analysis of falls from height using numerical human body models. *J Forensic Sci.* 2010; 55(6), s. 1615-23.
3. AL, B., YILDIRIM, C., COBAN, S. Falls from heights in and around the city of Batman. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.* 2009;15(2):141–7.
4. ATANASIJEVIC, T., POPOVIC, V., NIKOLIC, S. (2009) Characteristics of chest injury in falls from heights. *Leg Med* 11: s. 315-317.
5. BECK, G. R., RABINOVITCH, P., BROWN, C. A. *Acceleration forces at eye level experienced with rotation on the horizontal bar.* *Journal of Applied Physiology* 46(6):1119-1121, 1979
6. BRADÁČ, A. a kol. *Soudní inženýrství.* Brno: CERM, 1999.
7. CASE, M., GRAHAM, M., HANDY, T., JENTZEN, J., MONTELEONE, J. The National Association of Medical Examiners Ad Hoc Committee on Shaken Baby Syndrome. Paper on fatal head injuries in infants and children. *American Journal of Forensic Medicine and Pathology.* Vol. 22, No 2, 2001, pp. 112-122.
8. CORY, C. Z., JONES, B. M. Can shaking alone cause fatal brain injury? A biomechanical assessment of the Duhaime shaken baby syndrome model. *Med Sci Law*, Vol. 43. No 4, 2003, pp. 317-333.
9. CRAIG, R. *Sonic Wind, that app and How a Renegade Doctor Became the Fastest Man on Earth.* W. W. Norton & Company New York-London, 1953, ISBN 978-1-63149-078-8.
10. CROSS, R. Falls from a height. *Am. J. Phys.* 76, 9, September 2008, pp 833-837.
11. DAVID, T. J. Shaken baby (shaken impact) syndrome: Non-accidental head injury in infancy. *Royal Soc. Med.*, 92, 1999, pp. 556-561.
12. DONG, X. S., FUJIMOTO, A., RINGEN, K., MEN, Y. (2009). Fatal falls among Hispanic construction workers. *Accident Analysis & Prevention*, 41(5), 1047-1052.
13. DURANTE, F. *Tools and Biomechanical Modeling Use in Legal Disputes: Some Case Studies.* *Front. Bioeng. Biotechnol.* [online]. [cit. 2019-12-17]. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00429>.
14. DURECOVÁ, K. *Rozlišení problematiky duševní nemoci a mentálního postižení, posuzování sociálních dovedností jako předmět znaleckého posudku, výběr adekvátních odborníků* [online]. [cit. 2011-03-22]. Dostupné z WWW: <www.kvalitavpraxi.cz/res/data/001/000252.pdf>
15. EPPINGER, et al. Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint System-II. NHTSA, Nov. 1999, March 2000. <http://www.mchenrysoftware.com/HIC%20and%20the%20ATB.pdf> [online]. 2000.
16. FIALKA, J. Biomechanika tupého poranění. *Sborník IV. symposia Kriminálnělékařské, soudně lékařské a soudně inženýrské aplikace biomechaniky.* Praha: IVVZ FMV, 1990, s. 67-75.
17. FRITSCH, P. Biomechanical analysis of boxing. In: Morecki, K., Fidelus, K. et al. *Biomechanics.* Baltimore MD: University Park Press, 1981, s. 343-349.
18. GADD, C. W. Use of weighted impulse criterion for estimating injury hazard. In: *Proc. Tenth Stapp Car Crasch Conf.*, New York: Soc. Auto Engrs., 195, 1966.

19. HÁJEK, Š., ŠTEFAN, J. *Příčiny, mechanismus a hodnocení poranění v lékařské praxi*. Praha: Grada Publishing, 1966. 228 s.
20. HAMPL, V. *Fyziologie extrémních stavů*. (http://fyziologie.lf2.cuni.cz/hampl/teach_mat/extremy/extr_st2.htm)
21. HAYES, W. C., ERICKSON, M. S., POWER, E. D. Forensic Injury Biomechanics Annu. *Rev. Biomed. Eng.* 2007, 9, 55-86.
22. HICLING, R., WENNER, M. L. Mathematical model of a head subjected to an axisymmetric impact. *J. Biomechanics*, 1973, vol. 6, s. 115-132.
23. HUANG, X., HINZE, J., ASCE, M. (2003). Analysis of construction worker fall accidents. *Journal of Construction Engineering and Management*, 129, 262-271.
24. JANÍČEK, P., MAREK, J. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. Praha: Grada, 2013, 592 s.
25. JAY, G. *Mild Traumatic Brain Injury handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. 358 s. ISBN 0-8493-1955-2. (s. 4)
26. KARAS, V. *Biomechanika pohybového aparátu člověka*. Praha: UK, 1978.
27. KASANICKÝ, G., KOHÚT, P. Parametry zranenia. *Znalectvo*, 3-4, 1999, s. 6.
28. KEENAN, H., HOOPER, S., WETHERINGTON, C. *Neurodevelopmental Consequences of Early Traumatic Brain Injury in 3 Year-Old Children*. *Pediatrics*, March 2007, vol. 119, no. 3, s. 616-623. ISSN 1098-4275.
29. KING, A. I., VIANO, D. C. *Chapter 6: Mechanism of Head/Neck*. In: *Biomechanics: Principles and Applications* (2nd Edition). Boca Raton: CRC Press, 2008, s. 4.
30. KIRAN KUMAR, J. V., SRIVASTAVA, A. K., Pattern of Injuries in fall from Height. *J Indian Acad. Forensic Med.* Jan-March 2013, Vol. 35, No. 1, pp. 47-50.
31. KIRKWOOD, M., YEATES, K., TAYLOR, G. *Management of Pediatric Mild Traumatic Brain Injury: A Neuropsychological Review From Injury Through Recovery*. *The Clinical Neuropsychologist*, September 2008, vol. 22, no. 5, s. 769-800. ISSN 1744-4144.
32. KISSOVÁ, D. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska výšky pádu*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.
33. KONRÁD, Z., PORADA, V., STRAUS, J., SUCHÁNEK, J. *Kriminalistika – Kriminalistická taktika a metodiky vyšetřování*. Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2015.
34. KORSAKOV, S.A. Suděbno-medicinskije aspekty biomechaniky udarnovo vzajmodějstvija tupovo tverdovo predmeta i golovy čelověka. *Suděbno-medicinskaja ekspertiza*. 3, 1991.
35. KŘIVÁNKOVÁ, L. *Forenzní analýza vybraných faktorů volného nekoordinovaného pádu z hlediska fyziologických parametrů*. Diplomová práce (vedoucí J. Straus). Praha: VŠFS 2020.
36. LEBEDĚV, A. N. Vozmožnosti rekostrukcii nekotorych obstoitelstv smertelnoj travmy pri padenii s vysoty. *Voj. Med. Acad. jur.*, 1985, s. 18-21.
37. LIU, C., WANG, C., SHIH, H., WEN, Y., WU, J., HUANG, C. et al. Prognostic factors for mortality following falls from height. *Injury*. 2009;40(6):595–7.
38. MAŇAS, J., KOVÁŘ, L., PETŘÍK, J., ČECHOVÁ, H., ŠPIRK, S. *Validation of Human Body Model VIRTHUMAN and its Implementation in Crash Scenarios*. In: BERAN, J., BÍLEK, M., HEJNOVA, M., ZABKA, P. (eds) *Advances in Mechanisms Design. Mechanisms and Machine Science*, vol. 8. Springer, Dordrecht. 2012.

39. MERTZ, H. J., PRASAD, P., IRWIN, A. L. *Injury risk curves for children and adults in frontal and rear collisions*. Paper presented at: SAE CONFERENCE PROCEEDINGS P 1997.
40. MILANOWICZ, M., BUDZISZEWSKI, P. Wykorzystanie komputerowego modelu człowieka do rekonstrukcji wypadków przy pracy. *Mechanik*, 2011, 84, 7, s. 567-574.
41. MOGUTOV, S. V. Sudebno-medicenskija ocenka povrežděnij kostěj čerepa sferičenskimi predmetami. *Sudebno-medicenskija ekspertiza*, 2, 1984.
42. MUGGENTHALER, H., DROBNIK, S., HUBIG, M., SCHÖNPFLUG, M., MALL, G. Fall from a Balcony - Accidental or Homicidal? Reconstruction by Numerical Simulation. *J Forensic Sci*, July 2013, Vol. 58, No. 4, s. 1061-1064.
43. NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-160-2. S. 163-170.
44. NOVÁK, J., ŠPIČKA, I. *Tvrký úder v sebeobraně MS-1*. II. Díl., Praha: TJ Elektrofakulta, 1983.
45. ORIENT, J. M. Reflection on „Shaken baby syndrome“: A Case Report. *Journal of American Physicians and Surgeons*. Vol. 10, No 2, 2005, pp. 45-50.
46. PASCOLETTI, G., CATELANI, D., CONTI, P., CIANETTI, F., ZANETTI, E. M. Multibody Models for the Analysis of a Fall From Height: Accident, Suicide, or Murder? *Front. Bioeng. Biotechnol.*, 12 December 2019
47. PATRICK, L. M. *Head impact protection*. Toronto: J.B. Lippicot co, 1966.
48. PAVLATA, P., VYCHYTIL, J. Simulace dopravní nehody kloubového autobusu se zaměřením na ohodnocení biomechanické zátěže cestujících. *Sborník příspěvků konference Expert Forensic Science Brno 2018*. VUT USI Brno, 2018, ISBN 978-80-214-5600-6, s. 194-206.
49. PAVROVSKÝ, J. *Poranění lbi a mozku*. Praha: Avicenum, 1977.
50. PAYNE, A. R., PATEL, S. *Project 427510*. MIRA 2001, Version 1.1.
51. PORADA, V. et al. *Kriminalistika*. Brno: CERM, 2001, s. 69–102.
52. PORADA, V., STRAUS, J. *Kriminalistický experiment*. Soudní inženýrství č. 5, 2000.
53. PORADA, V. et al. *Kriminalistika II*. Olomouc: PF UP, 1995.
54. PORADA, V. Vzpomínka na prof. PhDr. Vladimíra Karase, DrSc. In: *Kriminalistické, soudně-lékařské a soudně-inženýrské aplikace biomechaniky*. mezinárodní konference. Praha: PA ČR, 2003, s. 5-7.
55. PRERAD, V., VYCHODIL, M. *Vyšetřovací experiment a rekonstrukce trestného činu*. Praha: AUC Iuridica, Monographia LIV, Univerzita Karlova, 1990.
56. PRERAD, V. *Vyšetřovací experiment*. Praha: Ústav kriminalistiky Právnické fakulty UK, 1972.
57. PRERAD, V. Vyšetřovací pokus – problémy a pochybení při praktickém provádění a jejich procesní důsledky. In *Bulletin advokacie*, 1997, č. 6-7, s. 55-71.
58. PRERAD, V. *Experiment*. Praha: Ústav kriminalistiky PF UK, 1992.
59. PRERAD, V., VYCHODIL, M. *Experiment a rekonstrukce trestného činu*. Praha: Univerzita Karlova, Monographia XIV, Iuridica 3/1990.
60. PROTIVINSKÝ, M., ŠTEFAN, J. Trauma po třesení hlavou, *Kriminalistický sborník*, 2006, č. 5, s. 28-30.
61. RUFF, R., IVERSON, G., BARTH, J. et al. *Recommendations for Diagnosing a Mild Traumatic Brain Injury: A National Academy of Neuropsychology Education Paper*. Archives of Clinical Neuropsychology, vol. 24, no. 1, February 2009, s. 3-10. ISSN 1873-5843.

62. SCHMITT, K. U. et al. *Trauma Biomechanics: Accidental injury traffic and sports*. Second Edition. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2007. 210 s. ISBN 978-3-540-73872-5.
63. SEMELA, M. *Systémové pojetí analýzy silničních nehod*. Teze habilitační práce. Brno: VUT ÚSI, 2018, 45 s.
64. SHAW, K. P., HSU, S. Y. Horizontal distance and height determining falling pattern. *Journal of Forensic Sciences*. 1998; 43/4, s. 765-771.
65. SOUTHERLAND, L.T., STEPHENS, J.A., ROBINSON, S., FALK, J., PHIEFFER, L., ROSENTHAL, J.A. et al. Head trauma from a fall increases subsequent visits to the emergency department more than other fall injuries in older adults. *J Am Geriatr Soc*. 2016; 64 (4): 870–4.
66. SPARK, N. T. *The Fastest Man on Earth*. <https://web.archive.org/web/20100104025436/http://improb.com/airchives/paperair/volume9/v9i5/murphy/murphy0.html> [online]. [cit. 2020-03-26].
67. STAPP, J. P. *Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force*. Ohio : Wriugh Air Development Center, 1952, 352 s.
68. STAPP, J. P. *Human Tolerance to Severe, Abrupt Acceleration*, Chapter 18 of *Gravitational Stress in Aerospace Medicine*, edited by Gauer and Zuidema, Library of Congress Catalog Card No. 61-7099, 1961.
69. STAPP, J. P. Biodynamics of deceleration, impact, and blast. In *Aerospace Medicine*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1971, s. 118-165.
70. STRAUS, J. a kol. *Kriminalistická taktika*. 2. rozšířené vydání. Plzeň: Aleš Čeněk, 2008.
71. STRAUS, J. a kol. *Úvod do kriminalistiky*, 3. rozšířené vydání, Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2012, ISBN 978-80-7380-367-4.
72. STRAUS, J., PORADA, V. *Teorie forenzní biomechaniky*. 1. vydání. Praha: VŠFS, 2017, 168 s. Edice SCIENCEpress. ISBN 978-80-7408-140-8.
73. STRAUS, J., MAŘÍK, I., Profesor JUDr. Ing. Viktor Porada, DrSc, dr. h. c.. – sedmdesát let. 2013, *Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. Roč. 20, č. 3-4, s. 255-259.
74. STRAUS, J. *Aplikace forenzní biomechaniky*. Praha: Police history, 2003.
75. STRAUS, J. Biomechanické aspekty pádů člověka z výšky. Sborník vědeckých prací „Identifikace potřeb právní praxe jako teoretický základ pro rozvoj kriminalistických a právních specializací“. Karlovy Vary: VŠKV, 2012, s. 288–297.
76. STRAUS, J. Balance of Mechanical Energy at External Head Impact. *Research Papers: Criminalistic and Forensic Examination: Science, Studies, Practice*. Vilnius 2007, s. 169-173.
77. STRAUS, J. Balance of Mechanical Energy at External Head Impact. *Research Papers: Criminalistic and Forensic Examination: Science, Studies, Practice*. Vilnius 2007, s. 169-173.
78. STRAUS, J. Kritéria zranění člověka při extrémním dynamickém zatěžování organismu. *Pohybové ústrojí*, 18, 2011, č. 1-2, s. 18-25, ISSN 1212-4575.
79. STRAUS, J. Tolerance lebky a mozku na vnější mechanické působení. *Soudní inženýrství*, 18, 2007, č. 1, s. 42-49.
80. ŠULC, J. *Letecká fyziologie*. Praha: Naše vojsko, 1980, s. 80-88.
81. TAYLOR, G., SWARTWOUT, M., YEATES, K. et al. Traumatic Brain Injury in Young Children: Post-Acute Effects on Cognitive and School Readiness Skills. *Journal of the International Neuropsychological Society*, September 2008, vol. 14, no. 5, s. 734-745. ISSN 1469-7661.

82. THOMPSON, A. B. A proposed New concept for estimating the limit human tolerance of impact acceleration. *Aerospace Med.*, 33, 1962, 11, s. 1349-1355.
83. TURGUT, K., SARIHAN, M. E., COLAK, C., GUVEN, T., GURBUZ, S. Falls from height: A retrospective analysis, *World J Emerg Med.* 2018; 9(1): 46–50.
84. TÜRK, E. E., TSOKOS, M. (2004). Pathologic features of fatal falls from height. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 25(3), 194-199.
85. VALERIAN, L. *Vybrané kriminalistické metody při objasňování vražd a podezřelých úmrtí*. Dizertační práce, Bratislava: Akadémia Policajného zboru v Bratislavě 2006, 169 s.
86. VÉMOLA, A. *Komplexní hodnocení podpory analýzy silničních nehod simulačním programem*. Habilitační práce, ÚSI VUT Brno, 2008.
87. VERSACE, J. A Review of the Severity Index. Ford Motor Co, New York: Society of Automotive Engineers, 1999.
88. VESELÝ, V., VILÍMEK, M. Head Injury Biomechanics I - Head and Neck Injury. *Bulletin of Applied Mechanics* 8(32), 65-76 (2012).
89. WHITING, W. C., ZERNICKE, R. F. Biomechanics of Musculoskeletal Injury. Human Kinetics, Leeds LS16 6TR, UK, 1998.
90. VYCHODIL, M. *Rekonstrukce trestného činu*. Praha: Ústav kriminalistiky Právnické fakulty UK, 1973.
91. VYCHODIL, M. *Využití modelů při vyšetřování*. Praha: Knihovna Vojenské prokuratury, 1984.
92. WACH, W., UNARSKI, J. Fall from Height in a stairwell – mechanics and simulation analysis. *Forensic Science International*. 244, 2014, s. 136-151.
93. WALILKO, T.J., VIANO, D.C., BIR, C.A. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*; Oct. 2005, Vol. 39, Issue 10, p. 710-719, 10p.
94. WIERSMA, M., CHARLES, M. (2006). Occupational injuries and fatalities in the roofing contracting industry. *Journal of Construction Engineering and Management*, 131(11), 1233-1240.
95. YAGMUR, Y., GULOGLU, C., ALDEMIR, M., ORAK, M. Falls from flatroofed houses: a surgical experience of 1,643 patients. *Injury*. 2004;35(4):425–8.
96. YASUYOSHI, Y., MASATO, M., HIDEYUKI, N., MIGIWA, A., YASUHIRO, U. Estimation of Horizontal Distance and Height. *International Journal of Legal Medicine*, 125 (1), 2011, pp. 1-10.
97. ZLATAR, T., LAGO, E. M. G., SOARES, W. A., BAPTISTA, J. S., BARKOKÉBAS Junior, B. (2019). Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*, 29, e20180091.
98. https://en.wikipedia.org/wiki/John_Stapp [online]. [cit. 2020-03-25].
99. <https://www.pbs.org/wgbh/americanexperience/features/spacemen-limits/> [online]. [cit. 2020-03-25].
100. <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].
101. https://en.wikipedia.org/wiki/John_Stapp [online]. [cit. 2020-03-25].
102. <https://web.archive.org/web/20100104025436/http://improb.com/airchives/paper-air/volume9/v9i5/murphy/murphy0.html> [online]. [cit. 2020-03-26].
103. <https://www.pbs.org/wgbh/americanexperience/features/spacemen-limits/> [online]. [cit. 2020-03-25].
104. <http://www.ejection-site.com/stapp/0.jpg> [online]. [cit. 2019-12-30].

Summary

Forensic Biomechanics. Theoretical, experimental and empirical methods

Forensic Biomechanics is a young forensic science, its short axis of development has undergone a rapid expansion and the future appears to be a discipline that also, for example, will help to better and more intensive fighting crime. Forensic biomechanics solve issues and problems that can not be answered by any other forensic science.

Biomechanics is defined as the discipline that contributes to the solution of biological and medical problems, which include sub-problems and mechanical nature called "Biomechanical problems". Their solutions are used insights, approaches, methods and theories of mechanics. Biomechanical problems are solved on the biomechanical objects that can have different character. These may be elements of the flora or fauna. In biomechanics it may be a technical object, in a different interaction with the human organism (implant fixator), or is itself the human organism as a whole, or its unseparated (in vivo), respectively separated part (in vitro).

Biomechanics is defined as an interdisciplinary science focused mainly on studying the mechanical structure and mechanical behaviour of living systems and their interactions with the environment.

Forensic biomechanics is the science which applies biomechanics and biomechanical methods for examining the investigative tracks with biomechanical content and decoding information from a forensically relevant events, which arose as a result of human activity and movement that relates to the investigation of the events. Forensic biomechanics explores and explains the circuit investigative tracks that have in themselves contained biomechanical content, thus described applications provide information on the human musculoskeletal system and its motion behaviour. Forensic biomechanics applied biomechanical principles to the problems occurring in the judicial practice, both civil and criminal law. Studying the mechanics of movement, particularly the movement of muscle control apparatus. Criminal procedure provides information on how this could lead to injuries during the violent attacks, suicides, murders and mass disasters, as well as whether the movement of people was feasible without foreign intervention. In the context of civil proceedings, it can be used to assess the falls without witnesses. Forensic biomechanics is based on physical principles and includes solutions using calculations, often with computer models.

Forensic biomechanics worth is being explored in joint biomechanics penetration and criminology. Creatively applies biomechanical examination methods, procedures and ways of solving the problems of biomechanics on criminology. Forensic biomechanics studies and examines the musculoskeletal system and the physical behaviour of people who have a connection with the offense, leaving forensic clues that have in them encoded biomechanical content.

Subject Criminology like every other science is determined by a kind of studied the laws of the objective world. In the case of forensic biomechanics can define the subject of exploration in two directions. The subject of forensic biomechanics is

examining forensic clues with biomechanical content and forensically relevant changes that resulted from mechanical interaction of “human-around”.

The book analysed the most frequent questions in the theory of forensic biomechanics.

Extensive measurements on large files has shown that physical height of the person is a significant length and width of bare feet, the length and width of the shoe length and width of the track shoes and can be relatively accurately calculated probable body height according to these parameters.

Mechanical extreme dynamic loads organism. These are typically situations where the attacker attacks the victim with punches, stick or other hard object. Most often, the attack is directed at the victim's head. In the case of these biomechanical analysis, an assessment of whether the contested person died immediately or some time survived and theoretically it would be possible to save her. In principle, it is important to identify and quantify important threshold for survival in extreme mechanical loads victim's head.

Biomechanical assessment of falls from a height of victims, most of them from windows of the house. Sometimes it happens that the aggressor attacked the victim and intended to kill by throwing out of the window and the investigation is prevented that fell victim by herself, or by some accident. Biomechanical analysis can assess whether the person dropped out alone, without foreign fault or whether it was at the moment of falling granted power pulse, and thus it had been fired (or could even bounce). It is to assess the geometry and kinematics of the centre of gravity in the fall as an open kinematic chain.

Věcný rejstřík

A

Abbreviated Injury Scale (AIS) - 168
Axial loads - 162

B

Bipedální lokomoce - 59, 60, 63, 67

C

CAN - 184
Coup - 154, 155, 158
Contrecoup - 158, 159
Contusio cerebri - 158, 173

D

Decelerace hlavy - 185
Doba destrukce - 102
Dopad primární - 73
Dopad sekundární - 73
Difuzní axonální poranění - 156

E

Energie pádu - 145

F

Figurína - 45, 97, 122
Forenzní vědy - 7, 8, 9
Fraktura - 154, 155, 157

G

GAMBIT - 166
Gadd severity index (GSI) - 162

H

Head injury criterion (HIC) - 165
Horizontální vzdálenost - 71, 72, 86, 87, 91, 92
Horizontální složky rychlosti - 86, 107, 110

I

Impulsní působení - 153
Impakt - 165, 180, 183

K

Komoce - 158
Kompresní působení - 153
Kriminalistický experiment - 112, 122, 126
Krok vpřed - 87, 105, 106
Kritérium poranění hlavy - 165

L

Lokalizace - 80–85

Lokomoce - 23

M

MADYMO - 115

Modelování - 16, 19, 55, 57

Mentální modelování - 113

Mortalita pádu - 141

O

Odpor vzduchu - 73, 88

Otřes mozku - 156, 158

P

PAM-Crash - 115

PC Crash - 115

Pády aktivní - 78

Pády pasivní - 78

Pád kaskádovitý - 78, 116

Pád z výšky - 72, 78

Pád ze stoje - 72

Parametry zranění - 150, 162

Pocity - 148

Počítačová simulace - 112

Přímý úder - 176

R

Rotace - 73

S

Shaken baby syndrome - 184

Schéma skoku - 87

Skok s rozběhem - 86, 90, 96, 106

Syndrom třesení dítětem - 184

T

Thoracic trauma index (TTI) - 162

Trajektorie skoku - 91, 92

U

Úderné působení - 153

V

Versace korekce - 165, 166

Viscous injury response (VC) - 162

Virthuman - 115

Virtual Crash - 114, 115, 120

Z

Zranění hlavy - 144, 152

Zranění lebky - 152

Zranění mozku - 152

Jmenný rejstřík

Aristoteles – 24
Bernstein Nikolaj Alexandrovič – 31–34
Borelli Giovanni Alfonso – 24
Braune Wilhelm – 29, 30
Daguerre Jacques Louis – 25
De Haven Hugh – 35
Fischer Otto – 29, 30
Galen Claudius – 24
Gromov Alexandr Petrovič – 56, 57
Gurdjian E. S. – 38
Karas Vladimír – 66–69
Leonardo da Vinci – 24
Lesgaft Petr Francevič – 30
Lissner Herbert – 36, 37
Marey Etienne Jules – 25, 26
Muybridge Eadweard – 27, 28
Ommaya Ayub Kham – 54, 55
Patrick Lawrence – 52–54
Porada Viktor – 60–65
Prasad Priya – 51
Sečenov Ivan Michajlovič – 31
Stapp John Paul – 38–50
Straus Jiří – 65, 66, 123–125, 179
Uchtomskij Alexej Alexejevič – 31
Valenta Jaroslav – 64