

ÚVOD

Biomechanika nám umožňuje přesně popsat pohyb člověka, stejně jako analyzovat příčiny tohoto pohybu. Studium biomechaniky je proto velmi přínosné v mnoha oborech dotýkajících se lidského pohybu. Trenéři, kteří učí své svěřence správné technice pohybu využívají poznatků biomechaniky ke kvalitativní i kvantitativní analýze pohybů. Získání vědomostí o biomechanickém základu úpolových sportů a bojových umění je cestou k porozumění jednotlivým pohybům, jejich technice, k optimalizaci tréninkového procesu a jednotlivých cvičení. Dále nám studium biomechaniky pomůže přiblížit následky aplikace bojových technik na pohybový aparát soupeře. Těchto poznatků týkajících se tolerance lidského organismu na extrémní mechanickou zátěž využívá kriminalistický obor – forenzní biomechanika. V rámci tohoto učebního textu nahlédneme do problematiky šetření kriminálních případů na základě biomechanicky relevantních stop. Ve všech oborech biomechaniky se setkáváme s experimentálním přístupem, jehož základem jsou biomechanická měření, kterým se zde také budeme stručně věnovat. Tento učební materiál je svým specifickým průřezem téma určen výhradně studentům navazujícího magisterského studijního oboru Aplikovaná sportovní edukace bezpečnostních složek.

1 BIOMECHANIKA ÚPOLOVÝCH SPORTŮ A BOJOVÝCH UMĚNÍ

1.1 Význam biomechaniky v úpolových sportech a bojových uměních

Objasněme si, jaký má biomechanika význam v úpolových sportech a bojových uměních. Při prováděné sportovní aktivitě řeší sportovec konkrétní pohybové úkoly, buď jednoduché, nebo složité, v souladu s jeho možnostmi, v souladu s biomechanickými zákonitostmi pohybu. Řešení probíhá na základě neurofyziologických mechanismů řízení pohybu s využitím dalších předpokladů kondičních, somatických či psychických, v souladu s pravidly a je označováno termínem **sportovní technika**. Vývoj techniky byl zpočátku záležitostí spekulativní, empirickou, byl určován praktickou zkušeností. Snahu o objektivní pohled na řešení určitého pohybového úkolu projevilo mnoho odborníků z řad lékařů neurologů, fyziologů, anatomů. Výsledky jejich práce shrnuje **kineziologie**, tj. věda studující pohyb z biologického aspektu, jeho biologické podmínky, průběh a příčiny s přihlédnutím k mechanickým zákonitostem, jako výsledek práce svalů a ostatních systémů. Takovéto pojetí je pro vysvětlení celé šíře problematiky nedostačující. Je třeba chápat pohyb i z aspektu fyzikálního, tedy jako změnu místa hmoty těla v prostoru a čase. Těmto požadavkům vyhovuje právě biomechanika.

Technika se rozvíjí v rámci jednotlivých sportovních specializací a její osvojení se děje v procesu tzv. **motorického učení**, respektive v jeho fázích. „Do složitého komplexu osvojování významně zasahují pohybové a intelektové schopnosti, technika je především záležitostí řízení motoriky. Cílem je dosažení dokonalé efektivní organizace sportovní činnosti, tj. takové uspořádání pohybu v prostoru a čase, které vede k úspěšnému řešení pohybového úkolu. Úspěšnost je dána dokonalou souhrou zúčastněných svalových skupin řízenou nervovou soustavou“ (Dovalil a kol., 2002).

Učením získaný předpoklad k efektivnímu řešení pohybového úkolu se označuje termínem **pohybová dovednost (PD)**. V podstatě se dá říci, že se jedná o plánovitě vytvořenou vazbu vzniklou na podstatě opakování činnosti a jejího upevnění (Kučera, Dylevský, 1999). PD je mj. vyjádřením symbiózy *vnějších* projevů motoriky a *vnitřních* neurofyziologických mechanismů. Obdobně je možné rozlišit techniku na tzv. *vnější* a *vnitřní*.

Vnější technika se projevuje jako organizovaný sled pohybů a operací sdružených v pohybovou činnost. Lze ji posuzovat na základě vizuálního pozorování a hodnotit *kvantitativními* charakteristikami, např. popisem pohybu těla a jeho segmentů v prostoru a čase bez zkoumání příčin pohybu (směr, dráhu pohybu, rychlost, zrychlení aj.) nebo *kvalitativními* charakteristikami pohybového projevu (přesnost, plynulost, rytmus, přizpůsobivost, stálost aj.).

Vnitřní technika je tvořena neurofyziologickým základem sportovní činnosti mající podobu zpevněných a stabilizovaných pohybových vzorců a programů a jim adekvátních koordinovaných systémů svalových kontrakcí a relaxací. Nejširším základem, na němž je technika založena, jsou **pohybové schopnosti (PS)**. Podíl *PS* na technice a jejím utváření v různých typech sportovních výkonů je různý a specifický. Prostřednictvím *PS* se v *PD* uplatňují různé funkce vnitřních orgánů, včetně energetického zabezpečení. Rozbor vnitřní techniky spočívá v odhalování skrytých příčin pohybu a mechanismu jeho řízení. Užívanými metodami jsou především dynamografie a elektromyografie, které pro svoji náročnost jsou

pro praxi méně využívané a jsou vhodné pro laboratorní šetření. Pohybové schopnosti jsou podmíněny úrovní metabolismu, tj. úrovní a podílem jednotlivých energetických zdrojů na zajištění sportovního výkonu, tedy z aspektů fyziologických je každá pohybová aktivita jistěna určitým množstvím energie.

Vedle termínu technika bývá také používán termín „styl“. Tím rozumíme „individuální pojetí techniky vyplývající z anatomicko-fyziologických a psychických předpokladů určitého jedince a projevující se osobními znaky v technice, příznačnými jen tomuto jedinci“ (Novák, 1970).

Příčiny pohybu (vnitřní techniku) i strukturu pohybu (vnější techniku) zkoumá z fyzikálního hlediska biomechanika. Ať si to už sportovec uvědomuje, nebo neuvědomuje, každý jeho pohyb je ovlivňován fyzikálními zákonitostmi, jevy, silami. Základním úkolem biomechaniky je tedy objasnit a vysvětlit příčiny a průběh dané pohybové struktury. Na základě mechanického přístupu biomechanika určuje, jaké řešení pohybového úkolu, tedy jaká technika je z hlediska ekonomičnosti a efektivnosti pohybu optimální. S ohledem na individuální předpoklady sportovce biomechanika pomáhá specifikovat individuální styl sportovce. Pochopení dané techniky je jak pro sportovce, tak zejména pro pedagoga či trenéra podstatným krokem k úspěchu. Biomechanika pomáhá odhalit chyby sportovce. Zejména ve výkonnostním sportu se stále více využívají exaktní biomechanické analýzy techniky daného sportovce, což umožňuje nalézt ve struktuře pohybu nedostatky často těžko rozpoznatelné pouhým okem. Znalosti mechanických principů v bojových uměních a úpolových sportech pomáhají vybrat vhodná specifická cvičení v rámci tréninkového procesu a zpřesnit metodické postupy. Biomechanika má však také zdravotní význam. Tady čerpáme z poznatků mechanických vlastností jednotlivých tkání pohybového aparátu člověka. Na základě podrobné biomechanické analýzy daného pohybu určujeme, kdy už je organismus mechanicky zatěžován na hranici svých možností, čímž se snažíme předejít zraněním.

1.2 Fyzikální základ biomechaniky

Biomechanika čerpá z fyzikálních poznatků, zejména z mechaniky. V této kapitole si přiblížíme základní fyzikální vztahy, zákonitosti a jevy. Pro lepší pochopení a osvojení si schopnosti umět tyto poznatky aplikovat v praxi jsou obecné poznatky doplněny konkrétními příklady z oblasti úpolových sportů a bojových umění.

Mechanika je obor fyziky, který se zabývá mechanickým pohybem, tedy přemísťováním těles v prostoru a čase a změnami velikostí a tvarů těles. Podle toho, z jakého hlediska pohyb sledujeme, můžeme mechaniku rozdělit na kinematiku a dynamiku.

Kinematika popisuje pohyb těles bez ohledu na příčiny tohoto pohybu. Zabývá se tím, jak pohyb vypadá v čase a v prostoru, jde o vnější časoprostorové charakteristiky pohybu. Kinematika se tedy zaměřuje na sledování prostorových a rychlostních změn, např. dráhy, úhly, rychlosti, zrychlení.

Dynamika studuje příčiny pohybu. Vyšetřuje vzájemné působení těles (síly), které vedou ke změnám pohybu tělesa. Částí dynamiky je statika zabývající se podmínkami rovnováhy.

1.3 Fyzikální veličiny

Fyzikální veličina vyjadřuje vlastnosti, stavy a změny hmotných bodů, jejichž hodnotu lze měřit nebo spočítat. Hodnota fyzikální veličiny je plně určena hodnotou a měřicí jednotkou. Číselná hodnota nemá sama o sobě žádný smysl, neboť veličinu můžeme uvádět v různých jednotkách, proto je nutné vždy uvádět, jakou jednotku jsme zvolili.

Fyzikální veličiny můžeme rozdělit do dvou skupin:

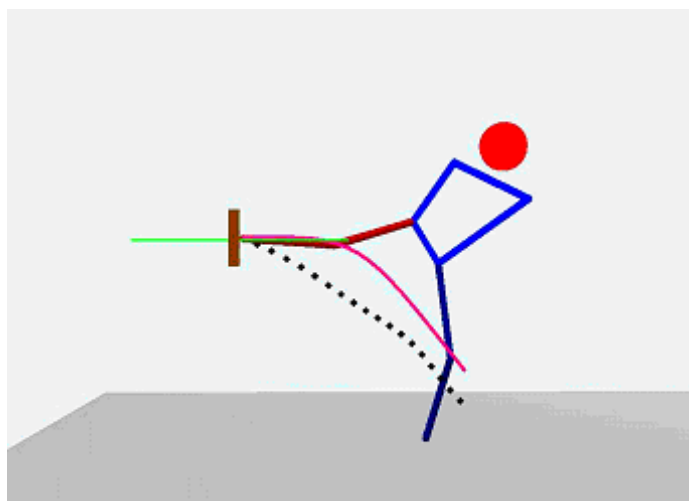
- **Skalární veličiny** (tj. skaláry) jsou plně určeny číselnou hodnotou a jednotkou, např. čas, hmotnost, dráha, energie,...
- **Vektorové veličiny** (tj. vektory) jsou určeny nejen svou velikostí a jednotkou, ale i směrem, např. síla, okamžitá rychlost, hybnost,... V písmu vyznačujeme vektorové veličiny polotučnou kurzívou ***a***, ***b***, ***c*** nebo šipkou nad příslušným písmenem: \vec{F} , \vec{v} , \vec{p}

Při biomechanickém studiu pohybů lidského těla budeme s vektory počítat. Pro naše potřeby využijeme především skládání a rozkládání vektorů.

Význam směru u vektorových veličin při analýze pohybů úpolových sportů si ukážeme na příkladu bočního kopu (yop chagi) v taekwondu, kterým sportovec přeráží desky. Okamžitá rychlost paty kopající nohy se v průběhu kopu zvyšuje, před dopadem musí být maximální. Trajektorie paty má zprvu tvar oblouku (pata se postupně dostává do výšky desek), poté má tvar přímky, rovnoběžné s podložkou, procházející středem desek. Okamžitá rychlost ve směru kolmém k deskám je zprvu menší než výsledná okamžitá rychlost, ale před dopadem by si tyto rychlosti měly být rovny, tedy veškerá rychlost by měla směřovat kolmo proti deskám (obr. 1). Obrázek 2 ukazuje chybné provedení, kdy se pata blíží k deskám zespodu. V tomto případě se rychlost při nárazu rozkládá a účinná je pouze složka rychlosti kolmá k deskám.

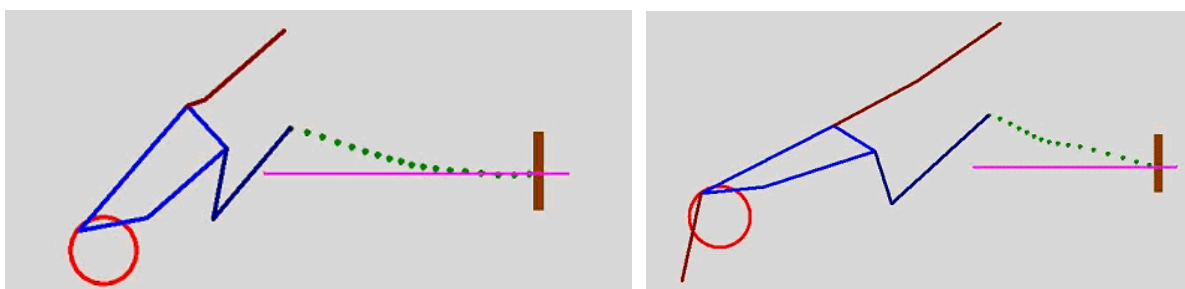


Obr. 1 Rychlosti paty při bočním kopu (v_n - absolutní okamžitá rychlost, v_{nx} – okamžitá rychlost ve směru osy x, v_{ny} - okamžitá rychlost ve směru osy y)



Obr. 2 Trajektorie paty kopající nohy při chybném provedení (růžová – optimální trajektorie, černá – špatné provedení)

Kop musí směřovat přímo na svůj cíl, tedy kopající noha před nárazem musí směřovat po přímce kolmé na rovinu, v níž jsou desky. Musí to platit nejen ve vertikální rovině, ale i v rovině horizontální. To znamená, že noha by do desek neměla narážet ze strany, ale svírá s přední plochou desek pravý úhel. V tom případě bude veškerá hybnost maximálně využita. Obrázek 3 ukazuje správné a chybné provedení konečné fáze bočního kopu.



Obr. 3 Trajektorie paty kopající nohy v horizontální rovině (pohled z půdorysu). První obrázek ukazuje optimální provedení, druhý chybné.

1.4 Kinematika

1.4.1 Poloha a pohyb tělesa

Při určování polohy tělesa a jejích změn je důležité, vzhledem k čemu, k jakému tělesu tuto polohu vztahujeme. Soustava těles, ke kterým polohu a pohyb tělesa vztahujeme, se nazývá **vztažná soustava**. Nejčastěji volíme za vztažnou soustavu povrch Země nebo tělesa pevně spojená s povrchem Země. Příkladem může být pohyb judisty při pádu, kdy pohyby jednotlivých segmentů vztahujeme k podložce. Jindy však pohyb jednotlivých segmentů těla vztahujeme k tělu, přesněji k těžišti těla, takto je možné řešit např. pohyb segmentů kopající dolní končetiny. Díky specifitě úpolových sportů, kdy dochází ke kontaktu dvou osob, sledujeme někdy pohyb jednoho vzhledem k druhému, např. při hodů soupeře v judu sledujeme pohyb přehazovaného judisty vzhledem k útočníkovi. Hodnoty sledovaných charakteristik pohybu tak závisí na volbě vztažné soustavy. Platí tedy, že pohyb a klid těles je relativní.

1.4.2 Pohyb posuvný a otáčivý

Při biomechanickém studiu pohybů hmotných těles pozorujeme různě složité pohyby. Vždy však jde o pohyb posuvný (translační), otáčivý (rotační) nebo o pohyb složený z těchto dvou. Při **posuvném pohybu** opisují všechny body tělesa rovnoběžné dráhy a v daném okamžiku mají stejnou rychlost. Při **otáčivém pohybu** opisují všechny body tělesa soustředné kružnice se středem v ose otáčení a mají v daném okamžiku stejné úhlové rychlosti.

Při otáčivém pohybu se rozlišuje pohyb kolem **pevné osy** nebo kolem **okamžité (volné) osy**. Pevná osa má stálý směr, nemění svou polohu v prostoru. Naopak volná osa mění při pohybu svou polohu v prostoru, často prochází těžištěm těla. V úpolových sportech a bojových uměních se častěji setkáváme s volnou osou otáčení. Kolem této osy se otáčí např. judista při hodů nebo karatista při otočce před úderem.

U pohybů v kloubech mluvíme o **cirkumdukčním** (krouživém) pohybu.

Trajektorie hmotného bodu

Při mechanickém pohybu prochází hmotný bod postupně různými polohami. Spojením těchto poloh dostáváme **trajektorii** - geometrickou čáru, kterou těleso při svém pohybu opisuje.

Podle tvaru trajektorie lze rozlišit pohyby

- křivočaré - trajektorii je obecná křivka, a to jak otevřená (např. parabola) tak i uzavřená (např. elipsa, kružnice).
- přímočaré - trajektorii je přímka.

Dráha hmotného bodu

Délka trajektorie se nazývá dráha. Tato skalární veličina vyjadřuje, jakou vzdálenost hmotný bod opíše za určitou dobu a značí se obvykle s . Dráha je funkcí času, což zapisujeme

$$s = f(t)$$

1.4.3 Rychlost

Rychlost je charakteristika pohybu, která nám sděluje, jakým způsobem se mění poloha tělesa (hmotného bodu) v čase. V praxi rozlišujeme průměrnou a okamžitou rychlost.

Průměrná rychlost v_p je skalární veličina, která udává, jak velkou dráhu těleso urazí za jednotku času.

$$v_p = \frac{s}{t}$$

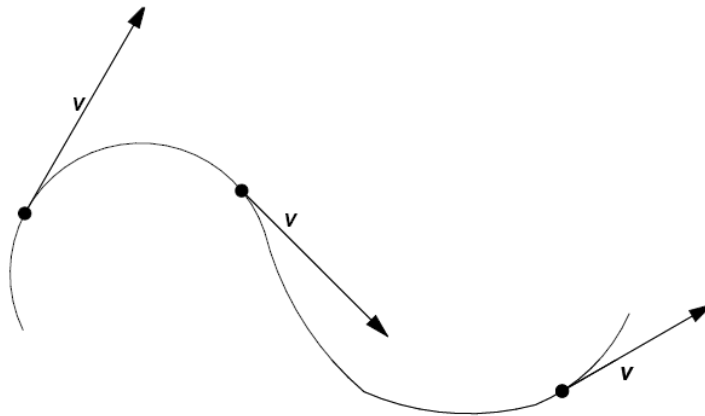
Základní jednotkou je metr za sekundu (m/s nebo $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$). Používáme však také jednotku kilometr za hodinu (km/h nebo $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Vztah mezi těmito jednotkami je $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} = 3,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Průměrná rychlost nám neříká nic o tom, jak se velikost rychlosti během pohybu měnila, proto je pro podrobný popis průběhu pohybu nedostatečná. Většinou nás zajímá okamžitá

rychlost v jednotlivých mikrofázích pohybu, její výraznější změny, minimální a maximální dosažená rychlost.

Okamžitá rychlost v je vektorová veličina, která určuje, jakou rychlost má těleso v daném časovém okamžiku. Tento okamžik je velmi malý časový interval Δt , během kterého těleso urazí velmi malý úsek dráhy Δs . Pro velikost okamžité rychlosti platí

$$v = \frac{\Delta s}{\Delta t} \text{ nebo } v = \frac{ds}{dt}$$

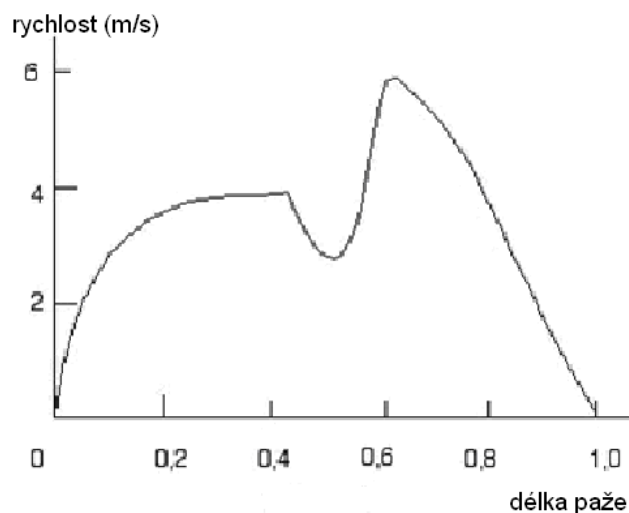
Okamžitá rychlost má směr tečny k trajektorii pohybu tělesa (obr. 4).



Obr. 4 Směr okamžité rychlosti tělesa

V úpolových sportech je důležitá především dosažená maximální rychlost pohybu daného segmentu, která je jedním z limitujících faktorů účinného úderu. Podstatná je tedy velikost této okamžité rychlosti a také moment, ve kterém jí bylo dosaženo. Optimální je nabytí této rychlosti těsně před nárazem do cíle. Vyšší rychlost umožňuje získat vyšší energii a hybnost, kterou útočník může vložit do úderu. Mnoho studií prokázalo, že pokročilejší karatisti, taekwondisti a další jsou schopni vyvinout vyšší rychlosti kopů a úderů než začátečníci.

Pokročilí cvičenci bojových umění nesměřují svůj úder paží do cíle, který je na povrchu tělesa, na které útočí, ale uvnitř něho. Například u přerážení desek je tento cíl za deskou. Toto specifické zaměření pozornosti zajistí, aby ruka nezačala zpomalovat dříve, než zasáhne cíl, což je častou chybou začátečníků. Mají strach ze zranění, a tudíž nejsou schopni potřebné psychické koncentrace, naopak jsou váhaví, nerozhodní a to se projeví na technice provedení. Vysoká rychlost pohybu je limitujícím faktorem úspěšného úderu. Už v roce 1979 (Feld a kol.) bylo pomocí vysokofrekvenční kamery zaznamenáno, že rychlost zápěstí při karatistickém úderu dosahuje svého maxima krátce před tím, než se loket dostane do maximální extenze. Z časového hlediska tento moment nastává v 70 – 80 % celkového času úderu. Zápěstí do tohoto okamžiku urazí přibližně 75% délky plně extendované paže, což je asi 10 – 14 cm před plnou extenzí (obr. 5). Protože ruka se již nemůže pohybovat vpřed víc než na délku paže, její rychlost musí být při úplné extenzi rovna nule. Z toho plyne, že ruka musí začít zpomalovat o něco dříve.



Obr. 5 Průběh rychlosti zápěstí při karatistickém úderu (převzato od Feld a kol., 1979)

Kineziologická analýza nabízí vysvětlení této křivky, zejména poklesu rychlosti zhruba v polovině dráhy. Na začátku je ruka v supinaci. V první fázi pohybu konají nejdůležitější práci svaly biceps brachii a musculus pectoralis. Zhruba v polovině se přenáší hlavní úkol z m. bicepsu brachii na m. triceps brachii a jelikož jde o antagonisty, tedy svaly s opačnou funkcí, je pro tuto změnu aktivních svalů charakteristický pokles rychlosti. V následující fázi zabírá více svalových skupin (m. biceps brachii se protahuje, aktivní je m. triceps brachii, m. deltoideus a m. serratus), díky nimž rychlost roste až do svého maxima. Poté zůstávají všechny tyto svaly v napětí a rychlost prudce klesá.

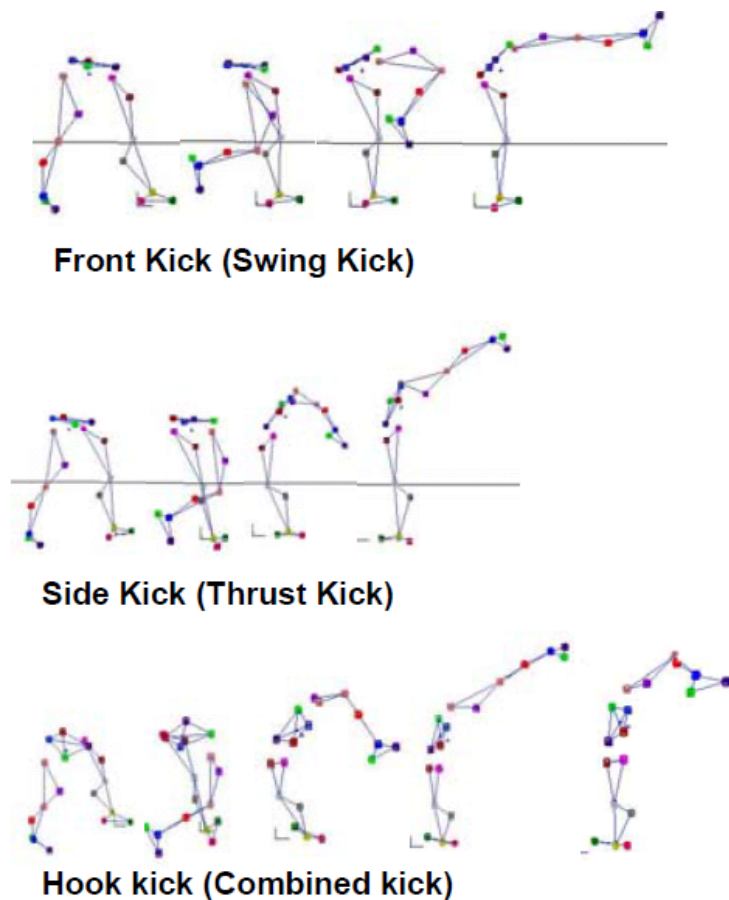
Pro jednotlivé nejběžnější údery a kopy v karate byly naměřeny tyto maximální rychlosti:

Tab. 1 Maximální rychlosti vybraných úderů a kopů (upraveno dle Feld a kol., 1979)

Technika	Maximální rychlost (m/s)
přímý úder (forward punch)	5,7 – 9,8
kladivový úder (hammer-fist strike)	10 – 14
(reverse punch)	5,3 – 8,1
(downward knife-hand strike)	10 – 14
obloukový kop (roundhouse kick)	9,5 – 11
(wheel kick)	7,3 – 10
kyvadlový přímý kop (front snap kick)	9,9 – 14,4
boční kop (side kick)	9,9 – 14,4

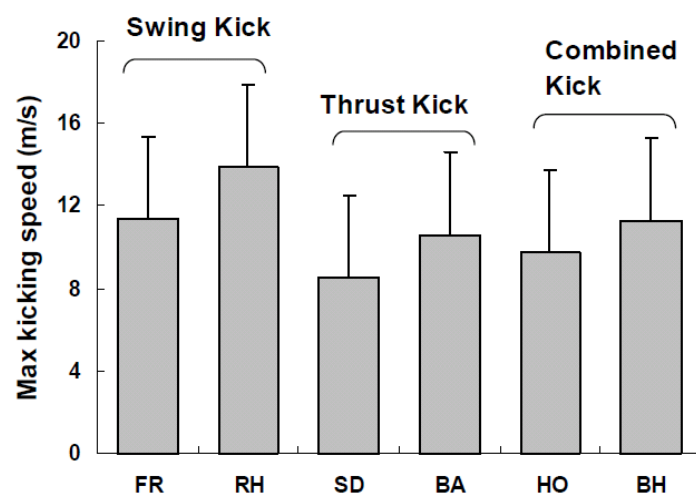
Kim a kol. (2006) srovnávali z kinematického hlediska provedení základních kopů taekwonda. Ačkoli jsou v taekwondoo různé kopací techniky, je možné je rozdělit na tři rozdílné styly kopů v závislosti na kinematické charakteristice kopu. Kopy švihem (swing kicks) s využitím pohybu dolní končetiny po části kružnice se používají k získání maximální rychlosti nohy při nárazu. Kopy trčením dolní končetiny (thrust kicks) jsou používány k vyvinutí značných sil při nárazu. Kombinovaný kop je využíván k vytvoření obojího – vysoké rychlosti i značné síly. Autoři analyzovali tyto kopy: přímý kop (front kick - FR), obloukový

kop (roundhouse kick - RH), boční kop (side kick - SD), zadní kop (back kick - BA), háková kop (hook kick - HO), a zadní hákový kop (back hook kick - BH) (obr. 6).



Obr. 6 Kinogramy švihového kopu (přímý kop), kopu trčením (boční kop) a kombinovaného kopu (hákový kop) (převzato od Kim a kol., 2006)

Výsledky ukázaly významně vyšší rychlosti u obloukového kopu (13.9 ± 0.72 m/s) než u SD, BA a HO. Rychlost bočního kopu (8.55 ± 0.53 m/s) byla významně nižší než FR a RH, jak ukazuje obrázek 7.



Obr. 7 Graf rychlostí vybraných kopů v taekwondu (převzato od Kim a kol., 2006)

Tato studie ukázala, že švihové kopy (FR and RH) všeobecně dosahují nejvyšších rychlostí ze všech typů kopů taekwonda. Švihové kopy používají zpravidla otevřený kinematický řetězec při snaze maximalizovat lineární rychlost distálního konce (Putnam, 1991). Z tohoto důvodu mají výhodu při dosahování vysoké mechanické energie. Kopy trčením (SD and BH) jsou vykonávány opačným otáčivým momentem mezi kyčlí a kolenním kloubem. Mají nejpomalejší úderovou rychlost, ale síla významně narůstá díky koaktivaci flexorů a extenzorů kyčelního a kolenního kloubu. Kombinované kopy (HO a BH) mají jak přiměřenou rychlost tak i koaktivaci flexorů a extenzorů. Proto mají v určitém poměru obojí – rychlost i sílu. Nejvyšší rychlost byla naměřena u obloukového kopu, který je pro tuto přednost s oblibou užíván.

Chuang a kol. (2005) provedli studii, ve které srovnávali kinematické charakteristiky téhož úderu při zásahu různých cílů – kartonová deska o hmotnosti 0,2 kg, malý boxovací pytel o hmotnosti 9,2 kg a velký boxovací pytel o hmotnosti 29,2 kg. Měření ukázala, že rychlost zápěstí, při které došlo ke kontaktu s cílem, byla rozdílná. Největší rychlost byla průměrně naměřena u kartonové desky (6.98 ± 0.72 m/s), nižší u malého pytle (6.06 ± 0.68 m/s) a nejmenší při úderu do velkého pytle (5.43 ± 0.82 m/s). Také doba kontaktu se v jednotlivých případech lišila. Nejkratší doba kontaktu byla zjištěna pro kartonovou desku (0.03 ± 0.00 s), delší u malého pytle (0.10 ± 0.01 s) a nejdelší u velkého pytle (0.14 ± 0.05 s).

Obdobnou studii provedl Hwang (1989), když porovnával rychlosti u kopu na cíl a kopu bez konkrétního cíle u pokročilých taekwondistů. Byly zjištěny rozdíly, při kopu na cíl bylo dosaženo vyšší rychlosti (11 m/s) než při kopu bez cíle (9 m/s). Snížení se projevilo zejména na horizontální složce rychlosti.

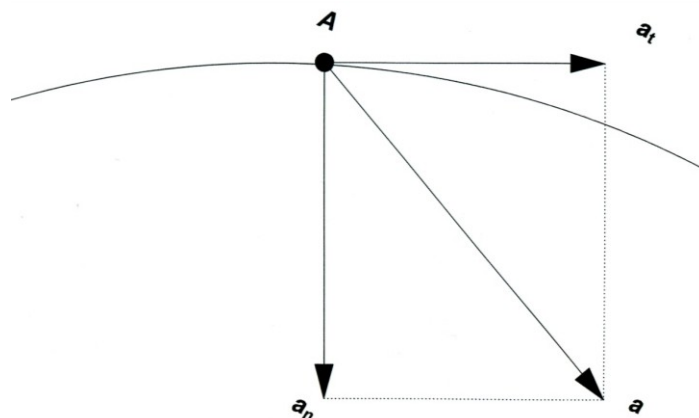
1.4.4 Zrychlení

Zrychlení a je vektorová veličina, která popisuje, jakým způsobem se mění vektor rychlosti tělesa v čase. Jednotkou zrychlení je metr za sekundu na druhou (m/s^2 nebo $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$). Zrychlení definujeme vztahem

$$\mathbf{a} = \frac{\Delta \mathbf{v}}{\Delta t},$$

kde Δt je velmi malé.

Jestliže při zrychlení dochází ke změnám rychlosti, jakožto vektoru, může se měnit jak velikost rychlosti, tak i směr rychlosti. Vektor okamžitého zrychlení tak můžeme rozložit na tečné a normálové zrychlení (obr. 8).



Obr. 8 Tečné a normálové zrychlení

Velikost **tečného zrychlení** a_t vyjadřuje změnu velikosti rychlosti. Tečné zrychlení má směr tečny k pohybu. U přímočarého pohybu může mít tečné zrychlení stejný směr jako vektor rychlosti, v tom případě se jedná o pohyb zrychlený. Pokud má vektor zrychlení opačný směr než vektor rychlosti, jde o pohyb zpomalený (neboli zrychlený se záporným zrychlením). Zrychlení se tedy projevuje změnou velikosti rychlosti.

Velikost **normálového zrychlení** a_n vyjadřuje změnu směru rychlosti. Pohybuje-li se těleso přímočaře, je $a_n = 0$. Pokud se však mění směr vektoru rychlosti, těleso tedy vykonává křivočarý pohyb, je přítomno normálové zrychlení. Tato složka zrychlení je kolmá na tečné zrychlení, má směr normály (směřuje do středu otáčení). V určitých případech jej také nazýváme **dostředivým zrychlením** a_d .

Výsledný vektor zrychlení zapisujeme $\mathbf{a} = \mathbf{a}_t + \mathbf{a}_n$ a jeho velikost vypočítáme pomocí Pythagorovy věty $a = \sqrt{a_t^2 + a_n^2}$.

1.4.5 Klasifikace mechanických pohybů

Mechanické pohyby lze dělit podle různých kritérií.

Podle tvaru trajektorie rozlišujeme pohyby:

- **přímocharý**
- **křivočarý**

Podle dimenze prostoru, v němž pohyb probíhá, lze pohyb dělit na:

- **lineární** - všechny body tělesa se pohybují po rovnoběžných přímkách
- **rovinný** - všechny body tělesa se pohybují v navzájem rovnoběžných rovinách
- **prostorový** - jednotlivé body tělesa vytváří při svém pohybu prostorové křivky

Podle velikosti rychlosti lze pohyby dělit na:

- **rovnoměrné** - Velikost rychlosti se při rovnoměrném pohybu s časem nemění. Příkladem takového pohybu může být rovnoměrný přímočarý pohyb, při kterém se nemění nejen velikost vektoru rychlosti, ale ani jeho směr. Jiným příkladem je

rovnoměrný pohyb po kružnici, při kterém se sice nemění velikost rychlosti, ale mění se její směr.

- **nerovnoměrné** - Velikost rychlosti se s časem mění. V závislosti na velikosti zrychlení může jít o pohyb **zrychlený**, **zpomalený**.

Pro komplexnost tohoto studijního materiálu pouze stručně shrneme základní poznatky týkající se nejčastějších pohybů, se kterými se setkáváme.

1.4.6 Přímočarý pohyb

Rovnoměrný přímočarý pohyb

Rovnoměrný přímočarý pohyb je pohyb, u kterého se nemění velikost ani směr rychlosti. Rychlost je tedy konstantní a trajektorii je přímka.

Dráha, kterou sportovec urazí při rovnoměrném pohybu, roste přímo úměrně s časem. Tuto závislost vyjadřuje vztah

$$s = vt + s_0,$$

kde s_0 je počáteční dráha.

Rovnoměrně zrychlený, resp. zpomalený přímočarý pohyb

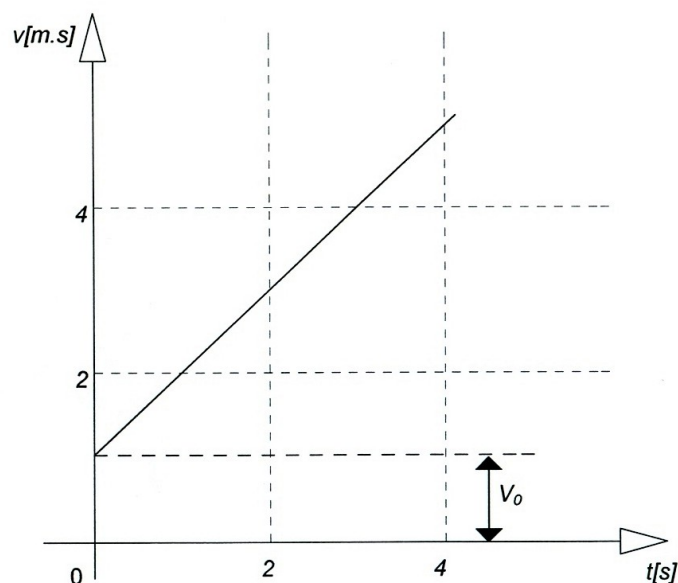
Jde o nejjednodušší variantu nerovnoměrného pohybu. Rovnoměrně zrychlený pohyb je charakterizován pohybem po přímce s konstantním zrychlením. Rovnoměrně zrychlený přímočarý pohyb je tedy pohyb, u kterého směr i velikost zrychlení zůstává konstantní, trajektorii je přímka nebo část přímky. Vzhledem k tomu, že u přímočarého pohybu je $\mathbf{a}_n = 0$, zrychlení $\mathbf{a} = \mathbf{a}_t$. Směr rychlosti se nemění. Velikost rychlosti se mění přímo úměrně s časem, je dána lineárním vztahem

$$v = at + v_0,$$

kde v_0 je počáteční rychlost. Jestliže je v čase t_0 počáteční rychlost $v_0 = 0$, pak platí

$$v = at$$

Grafickým znázorněním závislosti rychlosti na čase je přímka (obr. 9).



Obr. 9 Graf závislost rychlosti na čase u rovnoměrně zrychleného pohybu

Dráha, kterou těleso urazí rovnoměrně zrychleným pohybem je dána vztahem

$$s = v_0 t + \frac{1}{2} a t^2 .$$

Dráha rovnoměrně zrychleného pohybu při nulové počáteční rychlosti je tedy přímo úměrná druhé mocnině času.

Má-li zrychlení stejný směr jako rychlost, jde o pohyb rovnoměrně zrychlený, má-li opačný směr, jde o pohyb rovnoměrně zpomalený. Ve vztazích se zpomalený pohyb projeví opačným znaménkem zrychlení a .

1.4.7 Křivočarý pohyb

Křivočarý pohyb je takový pohyb, jehož trajektorii je prostorová křivka. Vektor rychlosti i zrychlení se s časem mění. Velikost rychlosti se měnit nemusí, ale směr rychlosti je v každém okamžiku jiný. Tečné zrychlení nemusí být přítomné (pokud zůstává velikost rychlosti konstantní), ale vždy je přítomné normálové zrychlení související se změnami směru rychlosti. Základním křivočarým pohybem je pohyb po kružnici. Dalšími křivočarými pohyby, kterými se pohybují tělesa v blízkosti povrchu Země, jsou vodorovný vrh a šikmý vrh vzhůru. Z těchto dvou se ve sportu setkáváme především s šikmým vrhem vzhůru, proto se dále zaměříme na něj.

Rovnoměrný pohyb po kružnici

Pohyb po kružnici patří mezi nejjednodušší křivočaré pohyby. Ve sportu se navíc s tímto pohybem velmi často setkáváme. V praxi nastává obvykle pohyb těla nebo jeho částí

po kružnici s proměnlivým zrychlením. Velikost rychlosti se tedy mění nerovnoměrně. Pro naše potřeby však pohyb zjednodušíme a omezíme se na rovnoměrný pohyb po kružnici.

Během tohoto pohybu se velikost rychlosti nemění, mění se však směr rychlosti. V každém bodě trajektorie má vektor okamžité rychlosti \mathbf{v} směr tečny ke kružnici. Polohu hmotného bodu určuje polohový vektor \mathbf{r} , jehož velikost se rovná poloměru kružnice r . Hmotný bod urazí za dobu Δt po obvodu kružnice dráhu Δs , přičemž polohový vektor opíše středový úhel $\Delta\varphi$. Jednotkou úhlu je radián (rad), platí $1 \text{ rad} = 57^\circ 20'$ nebo také $\pi \text{ rad} = 180^\circ$, tedy $3,14 \text{ rad} = 180^\circ$.

Při popisu pohybu hmotného bodu po kružnici užíváme rychlost obvodovou a úhlovou.

Obvodová rychlost \mathbf{v} se rovná podílu dráhy Δs , kterou hmotný bod opíše na obvodu kružnice, a času Δt

$$\mathbf{v} = \frac{\Delta s}{\Delta t}.$$

Úhlová rychlost ω se rovná podílu úhlu $\Delta\varphi$, který opíše polohový vektor, a času Δt

$$\omega = \frac{\Delta\varphi}{\Delta t}.$$

Jednotkou úhlové rychlosti je radián za sekundu ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$).

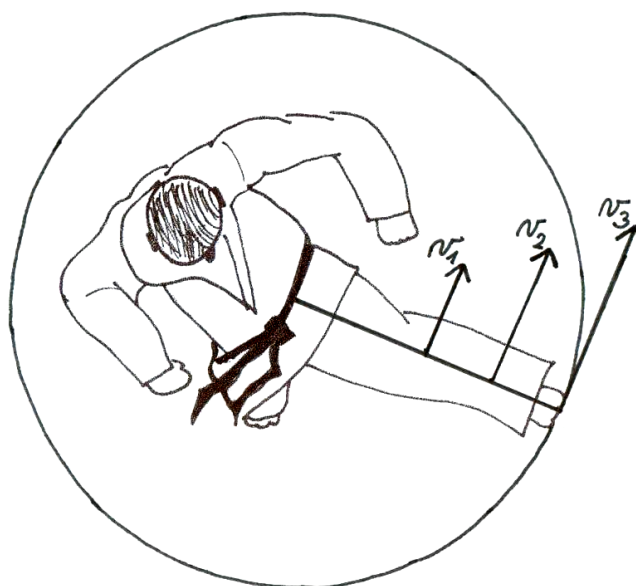
Vyjádříme-li velikost rychlosti \mathbf{v} pomocí úhlové rychlosti ω , dostáváme

$$\mathbf{v} = \omega \cdot r,$$

kde r je poloměr kružnice.

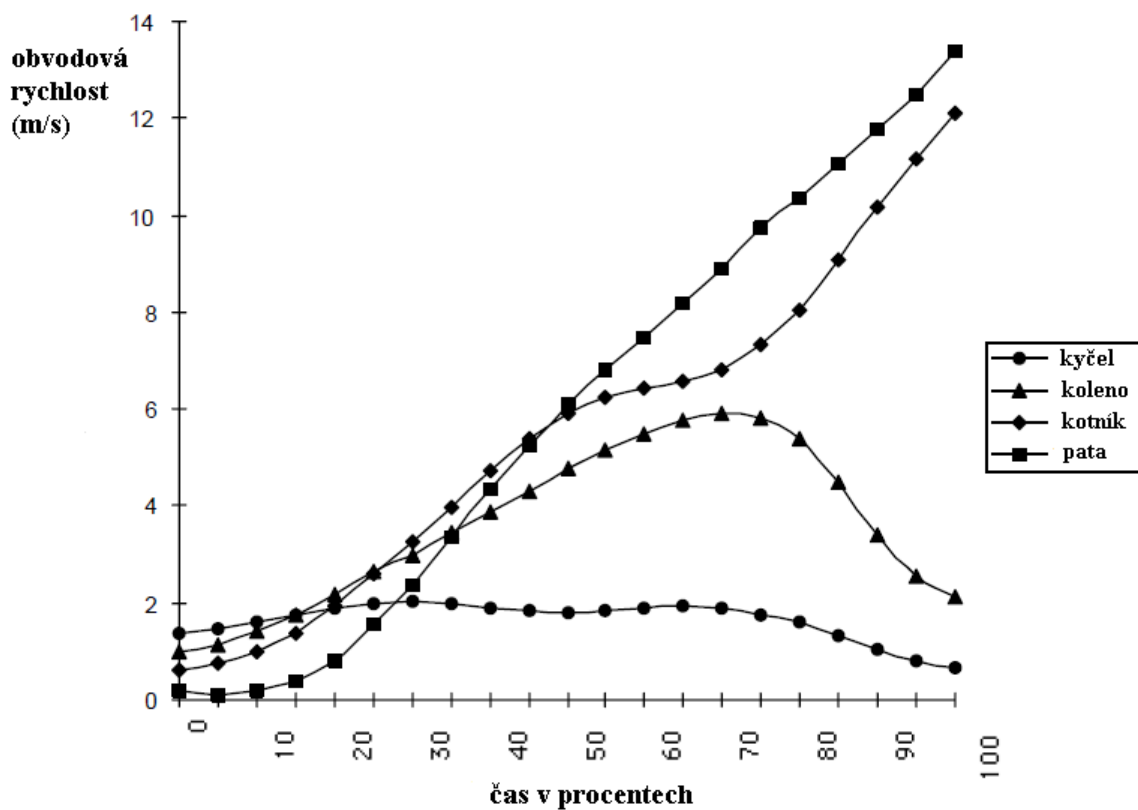
Protože u rovnoměrného pohybu po kružnici je velikost obvodové rychlosti konstantní, je konstantní i velikost úhlové rychlosti.

Uvažujme situaci, kdy se po dvou soustředných kružnicích různých poloměrů pohybují hmotné body rovnoměrným pohybem. Může jít například o pohyb napjaté dolní končetiny při obloukovém kopu, kdy osa otáčení prochází kyčelním kloubem. Jedním sledovaným bodem je střed kolenního kloubu, který se pohybuje po kružnici s poloměrem odpovídajícím délce stehna. Druhým sledovaným bodem je střed hlezenního kloubu, přičemž poloměr kružnice odpovídá vzdálenosti hlezenního a kyčelního kloubu. Chceme porovnat obvodové a úhlové rychlosti těchto dvou anatomických bodů. Vzhledem k tomu, že se oba body nacházejí na jedné přímkce, při kopu oba opíší za stejnou dobu stejný úhel, jejich úhlové rychlosti se tedy rovnají. Co se týče obvodové rychlosti, vezměme v úvahu skutečnost, že se každý z bodů pohybuje po kružnici s jiným poloměrem. Kotník tak urazí po obvodu kružnice větší dráhu než koleno za stejnou dobu (obr. 10). Obvodová rychlost kotníku je proto větší než obvodová rychlost kolene.



Obr. 10 Obvodová rychlost při obloukovém kopu

Tuto platnost potvrzují i naměřené velikosti obvodové rychlosti jednotlivých anatomických bodů při kopu s otočkou (obr. 11). Nejmenší rychlosti dosahuje kyčelní kloub, vyšší kolenní kloub a největší rychlosti, přibližně stejné byly naměřeny u hlezenního kloubu a paty kopající dolní končetiny. Čím je tedy bod vzdálenější od osy otáčení, tím větší je jeho obvodová rychlost.



Obr. 11 Graf znázorňuje průběh lineárních rychlostí jednotlivých bodů kopající dolní končetiny u kopu s otočkou (turning kick)

Vzhledem k tomu, že se při pohybu po kružnici mění v každém okamžiku směr rychlosti, je přítomné normálové zrychlení, které nazýváme také dostředivým zrychlením a_d . Pro velikost dostředivého zrychlení platí

$$a_d = \frac{v^2}{r} \text{ nebo } a_d = \omega \cdot r .$$

1.4.8 Skládání pohybů

Pohybový projev člověka je charakteristický vysokou variabilitou časoprostorových struktur. Pohybový aparát člověka je schopen vykonávat pohyby od jednoduchých až po velmi složité. Každý z těchto pohybů můžeme vždy kinematicky charakterizovat pomocí trajektorie, rychlosti, zrychlení, atd. Složitější pohyby vznikají složením dvou či více pohybů dohromady. Proto při analýze těchto složitých pohybů, které jsou komplexně těžko řešitelné, přistupujeme k opačnému procesu, tedy rozložení složitého pohybu na více pohybů jednodušších. Výsledný pohyb může vzniknout např. složením více přímočarých pohybů, složením přímočarého pohybu s křivočarým, složením více křivočarých pohybů, současně jednotlivé pohyby mohou být rovnoměrné či nerovnoměrné. Toto nepřeborné množství možných variant vytváří širokou škálu pohybů využitelných pro optimální realizaci daných pohybových úkolů.

Příkladem skládání dvou přímočarých pohybů různého směru jsou např. kopy prováděné ve výskoku, čímž se budeme zabývat dál v rámci šikmého vrhu vzhůru. Složením pohybů přímočarých a pohybem otáčivým vzniká například kop ve výskoku s otočkou charakteristický rotací těla kolem osy procházející těžištěm v bezoporové fázi a další akrobatické prvky bojových umění obsahující letovou fázi.

1.4.9 Princip nezávislosti pohybů

Jestliže tělo koná více pohybů v různých směrech současně, vnímáme výsledný pohyb jako jediný a plynulý. Chceme-li určit jeho polohu v čase t , využíváme **principu nezávislosti pohybů**, který vyslovil již Galilei:

Koná-li těleso současně dva nebo více pohybů po dobu t , je jeho výsledná poloha taková, jako kdyby konal tyto pohyby postupně v libovolném pořadí, každý po dobu t .

V praxi tedy řešíme zvlášť jednotlivé složky pohybu. Při jejich skládání či rozkládání využíváme počítání s vektory. Nejčastěji výsledný pohyb rozkládáme v kartézské soustavě souřadnic na pohyb ve vodorovném a ve svislém směru, tedy do osy x a osy y . Z principu nezávislosti pohybů vyplývá, že **pohyby, které se odehrávají ve dvou vzájemně kolmých směrech, se neovlivňují.**

1.4.10 Šikmý vrh vzhůru

S tímto pohybem se setkáváme ve většině pohybových činností, kdy se tělo dostává do bezoporové fáze, nejčastěji odrazem. Z úpolových sportů tomu odpovídají především kopy prováděné ve výskoku a jiné akrobatické prvky bojových umění.

Šikmý vrh vzhůru koná těleso v homogenním gravitačním poli, kterému udělíme počáteční rychlost v_0 svírající s horizontální rovinou nenulový elevační úhel. **Elevační úhel** (neboli úhel vzletu) při šikmém vrhu je úhel mezi vodorovnou rovinou a vektorem počáteční rychlosti v_0 .

Šikmý vrh vzhůru (obr. 12) vzniká složením rovnoměrného přímočarého pohybu ve vodorovném směru a svislého vrhu vzhůru ve svislém směru. Zvolíme-li souřadnicovou soustavu Oxy , pak jsou souřadnice tělesa v čase t od počátku pohybu následující:

V ose x – rovnoměrný přímočarý pohyb

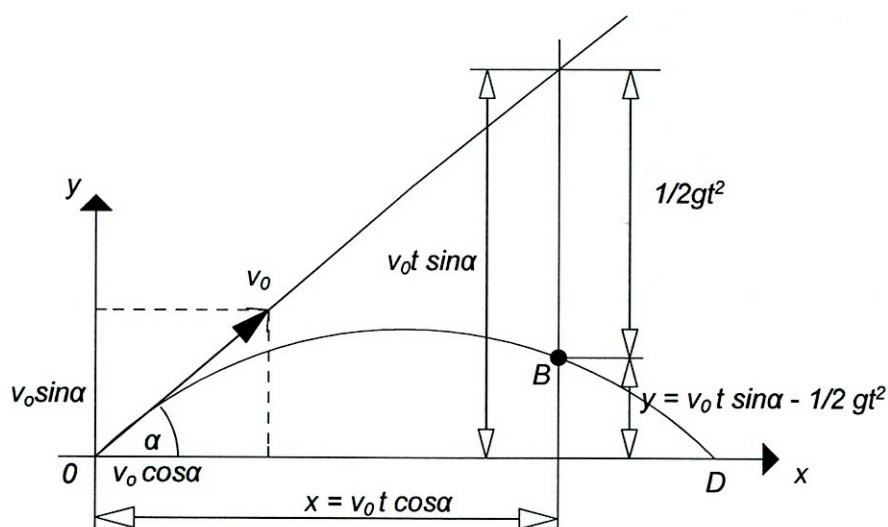
$$x = v_{0x} t .$$

V ose y – svislý vrh vzhůru

$$y = v_{0y} t - \frac{1}{2} g t^2 .$$

Abychom zjistili potřebné velikosti počáteční rychlosti zvláště v ose x a ose y , musíme udělat průmět počáteční rychlosti v_0 do těchto dvou kolmých směrů. Horizontální počáteční rychlost v_{0x} a vertikální počáteční rychlost v_{0y} vyjádříme pomocí počáteční rychlosti v_0 a elevačního úhlu α :

$$v_{0x} = v_0 \cos \alpha , v_{0y} = v_0 \sin \alpha .$$



Obr. 12 Šikmý vrh vzhůru (upraveno dle Svoboda a kol., 1996)

V letové fázi se pak vodorovná rychlost nemění, ve směru vertikálním dochází v první půlce vrhu ke snižování počáteční rychlosti v_{0y} až na nulu. V tom okamžiku dosahuje těleso maximální výšky, poté začne vertikální složka rychlosti narůstat až na svou počáteční hodnotu. Při zanedbání odporu vzduchu jsou tedy složky rychlostí v_x a v_y při dopadu stejně velké jako byly na počátku. V úpolových sportech se těžiště většinou pohybuje jen po části křivky šikmého vrhu vzhůru, a to do okamžiku, než dojde ke kontaktu se soupeřem.

Obrázek 13 ukazuje trajektorii pohybu těžiště těla u skákaného bočního kopu. Vidíme, že jde přibližně o tvar paraboly, která je daná počáteční rychlostí v_0 a elevačním úhlem a v průběhu letové fáze se již žádnými pohyby nemění.



Obr. 13 Trajektorie těžiště těla u skákaného bočního kopu (flying side kick)

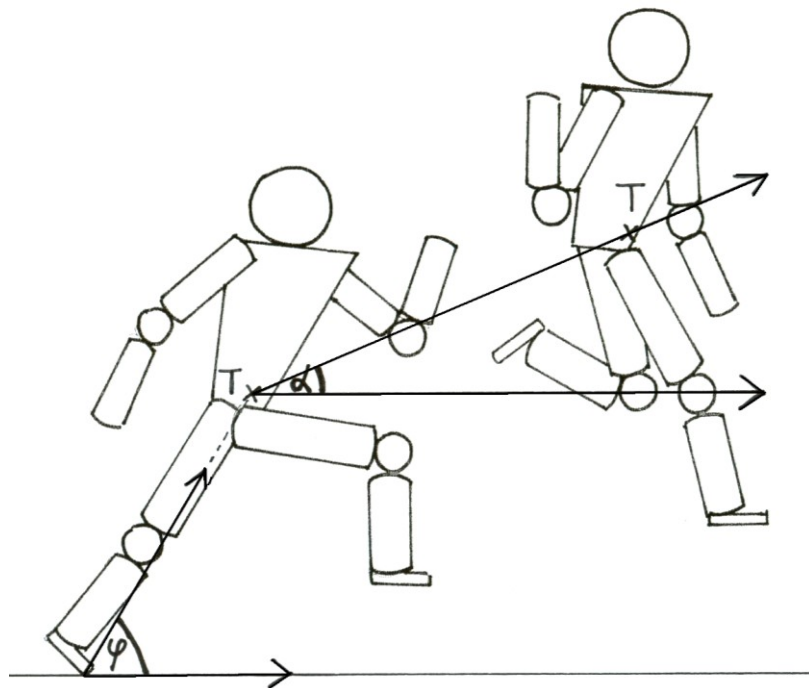
Počáteční rychlosti ve fázi dokončení odrazu můžeme rozložit následovně (obr. 14):



Obr. 14 Rozklad počáteční rychlosti na horizontální a vertikální složku

Pohybuje-li se tělo šikmým vrhem vzhůru, je trajektorie jeho těžiště, tedy i výška a délka pohybu, zcela určena okamžikem odrazu a za letu ji už není možné žádnými pohyby změnit.

U skoků mluvíme o dvou různých pojmech, o úhlu odrazu a úhlu vzletu. Jaký je mezi nimi rozdíl? Úhel odrazu svírá těžiště a místa opory s vodorovnou rovinou. Úhel vzletu neboli elevační úhel je dán dráhou těžiště v okamžiku dokončení odrazu a vodorovnou rovinou (obr. 15). Tyto úhly většinou nebývají totožné. Pokud se sportovec na skok rozbíhá, je úhel odrazu větší než úhel vzletu, který je dán výslednou počáteční rychlostí (projeví se tedy i složka horizontální rychlosti získaná rozběhem).



Obr. 15 Úhel odrazu φ a úhel vzletu α

1.5 Dynamika

1.5.1 Pohyb a síla

Dynamika se na rozdíl od kinematiky zabývá otázkami, proč a za jakých podmínek se tělesa pohybují. Při hledání příčin změn pohybového stavu těles vždy docházíme k síle. Tato fyzikální veličina charakterizuje **vzájemné působení těles** neboli **interakci**, která se projevuje při vzájemném dotyku těles (nárazem, třením, tlakem, tahem) nebo prostřednictvím silového pole (gravitační pole). Síla tedy může být mechanickou příčinou pohybu těles a jejich změn, např. uvedení tělesa z klidu do pohybu nebo naopak, stejně tak ale může být příčinou jejich relativního klidu či deformace.

Podle toho, kde síla vzniká a působí, rozlišujeme v biomechanice **síly vnitřní a vnější**.

Síla F je fyzikální vektorová veličina, je tedy určena jak velikostí, tak i směrem a polohou svého působišť. Z různých působišť mohou totiž vznikat různé otáčivé účinky sil na těleso. Jednotkou je newton, který se značí N.

1.5.2 Newtonovy pohybové zákony

Základem dynamiky jsou tři Newtonovy pohybové zákony. Popisují vztah mezi pohybem tělesa a silami, které na toto těleso působí.

První pohybový zákon – zákon setrvačnosti

Těleso zůstává v klidu nebo rovnoměrném přímočarém pohybu, není-li nuceno vnějšími silami tento stav změnit.

Formulace „není-li nuceno vnějšími silami tento stav změnit“ neznamená, že na těleso nepůsobí žádná síla. Jestliže se zabýváme pohyby lidského těla, vždy tu budeme mít minimálně tíhovou sílu, která na tělo působí. Nepřítomnost sil není v tomto případě možná. Formulace tedy znamená, že výslednice všech sil působících na těleso je nulová. Podstatné také je, že zákon mluví pouze o vnějších silách. Vnitřní síly izolovaného tělesa tedy nemají na pohyb těžiště žádný vliv.

Příkladem, kdy tělo zůstává podle prvního Newtonova zákona v klidu, může být jakákoli rovnovážná poloha (obr. 16). V této poloze na tělo působí ve vertikální rovině směrem k podložce tíhová síla. Proti ní působí stejně velká reakce podložky. Jejich výslednice je tedy nulová a sportovec tak zůstává v klidu.



Obr. 16 Tělo ve statických polohách setrvávající v klidu

Tak jak je mnohdy v bojových uměních snahou zachovat klidovou polohu vlastního těla, cílem útoku je narušit klid těla soupeře. Na základě prvního Newtonova zákona ke změně klidového stavu dochází porušením rovnováhy sil. Při úderu tak útočník vytváří sílu, kterou soupeř není schopen kompenzovat stejně velkou silou opačného směru a tím je vyveden z rovnováhy. Například v boxu vidíme, že účinkem úderu se pohne soupeřova hlava, krk, případně celé tělo.

Jinou aplikací prvního Newtonova zákona můžeme prezentovat na příkladu z juda, kdy je naopak od předešlé situace snahou zachovat soupeřovo tělo v rovnoměrném přímočarém pohybu. V reálném pohybu těla se nejedná přesně o rovnoměrný přímočarý pohyb, ale pro zjednodušení s ním budeme počítat. Při hodů o goshi je nutné nejdříve jeho tělo vyvést z rovnováhy. Poté může útočník využít 1. NZ. Soupeř ztratil kontrolu nad svou rovnováhou a přepadává určitým směrem danou rychlostí. Pokud nezačnou působit vnější síly, které by tento jeho pohybový stav změnily, jako např. reakce podložky v případě došlápnutí na podložku, bude soupeř setrvávat v pohybu. Útočník se po přesunutí svého boku pod soupeřovo těžiště snaží udržet tento soupeřův pohybový stav, což mu umožní silově poměrně nenáročné provedení hodů.

Důsledkem prvního pohybového zákona je také skutečnost, že izolované těleso si zachovává svou hybnost.

Jak se těleso bude pohybovat v případě, že výslednice sil na něho působících nebude nulová, vysvětluje dále druhý pohybový zákon.

Druhý pohybový zákon – zákon síly

Působí-li na těleso síly, jejichž výslednice se nerovná nule, pohybový stav tělesa se mění, to znamená, že se mění vektor rychlosti, těleso se pohybuje se zrychlením. Na rozdíl od prvního pohybového zákona se tělesa, na která působí síla, nebudou pohybovat rovnoměrně přímočaře, ale jejich pohyb bude zrychlený, zpomalený, bude měnit směr, případně kombinace těchto možností. Druhý pohybový zákon vyjadřuje vztah mezi výslednicí působících sil \mathbf{F} a zrychlením tělesa \mathbf{a} :

Velikost zrychlení \mathbf{a} tělesa je přímo úměrná velikosti výslednice sil \mathbf{F} působících na těleso a nepřímo úměrná hmotnosti m tělesa.

Druhý pohybový zákon matematicky zapisujeme ve tvaru

$$\mathbf{a} = \frac{\mathbf{F}}{m}, \text{ často také } \mathbf{F} = m\mathbf{a} .$$

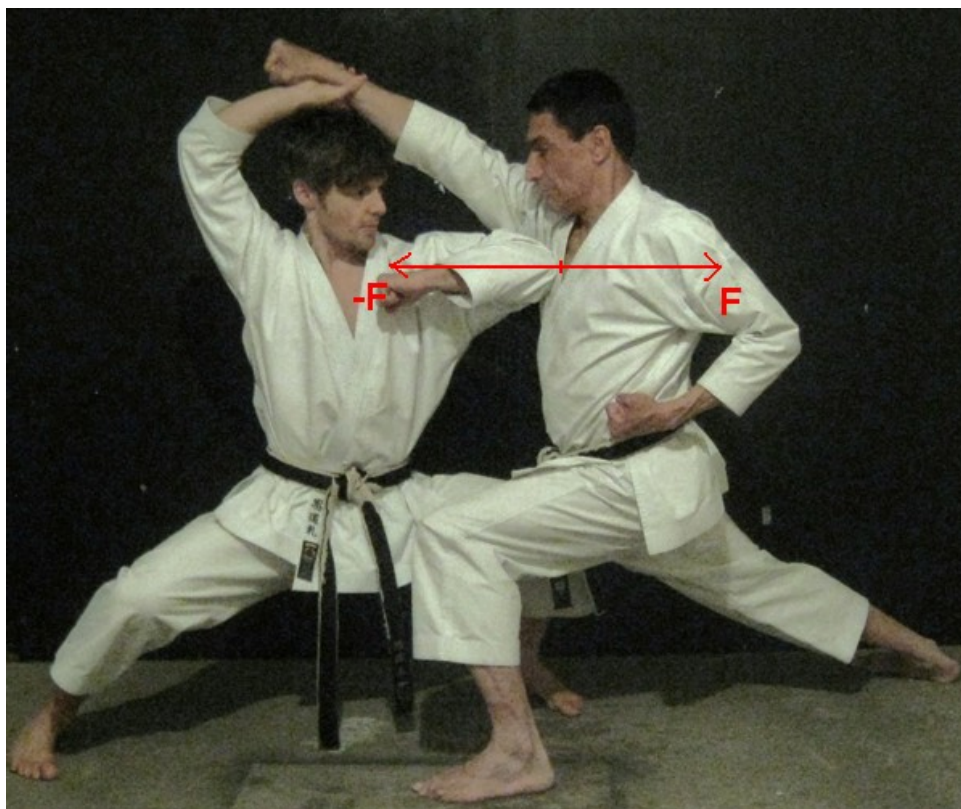
Změna pohybového stavu závisí na směru působící síly. Jestliže síla působí ve směru pohybu, způsobuje zrychlení tělesa, jestliže působí proti směru pohybu, způsobuje zpomalení tělesa. Jestliže síla působí kolmo na směr pohybu, způsobuje změnu směru pohybu.

V bojovém umění je často pro efektivnost útočných úderů důležitá vysoká rychlost pohybů. Působí-li svalové síly F na dané segmenty o hmotnosti m , způsobí jejich zrychlení a se snahou dosáhnout maximální rychlosti. To znamená, čím větší zrychlení, kterého je schopen útočník dosáhnout, tím větší sílu daná technika úderu má. Jinou možností aplikace tohoto zákona je situace, kdy útočník působí silou úderu F na protivníka a tím za jistých okolností uvádí jeho tělo o hmotnosti m do pohybu se zrychlením a . Tento zákon nám také umožňuje zjistit, jak velká síla F vzniká při úderu, jestliže je hmota o hmotnosti m tímto nárazem zpomalena s určitým zpomalením a . Podrobněji se tomuto problému věnujeme v souvislosti s impulsem síly.

Třetí pohybový zákon – zákon o vzájemném působení těles neboli zákon akce a reakce

Síly, kterými na sebe působí dvě tělesa, jsou stejně velké, navzájem opačného směru a současně vznikají a zanikají.

Důležité je uvědomit si, že každá z těchto sil působí na jiné těleso. Proto se akce a reakce navzájem neruší, nemůžeme říct, že by jejich výslednice byla rovna nule, neboť sčítat a odčítat můžeme pouze síly působící na jedno těleso. Nejedná se proto o rovnováhu sil. Příkladem je vzájemné působení karatistů při jejich kontaktu (obr. 17). Útočník působí na soupeře silou F , jako reakce současně vzniká síla opačného směru $-F$, kterou působí soupeř na útočníka.



Obr. 17 Síly akce a reakce při úderu v karate

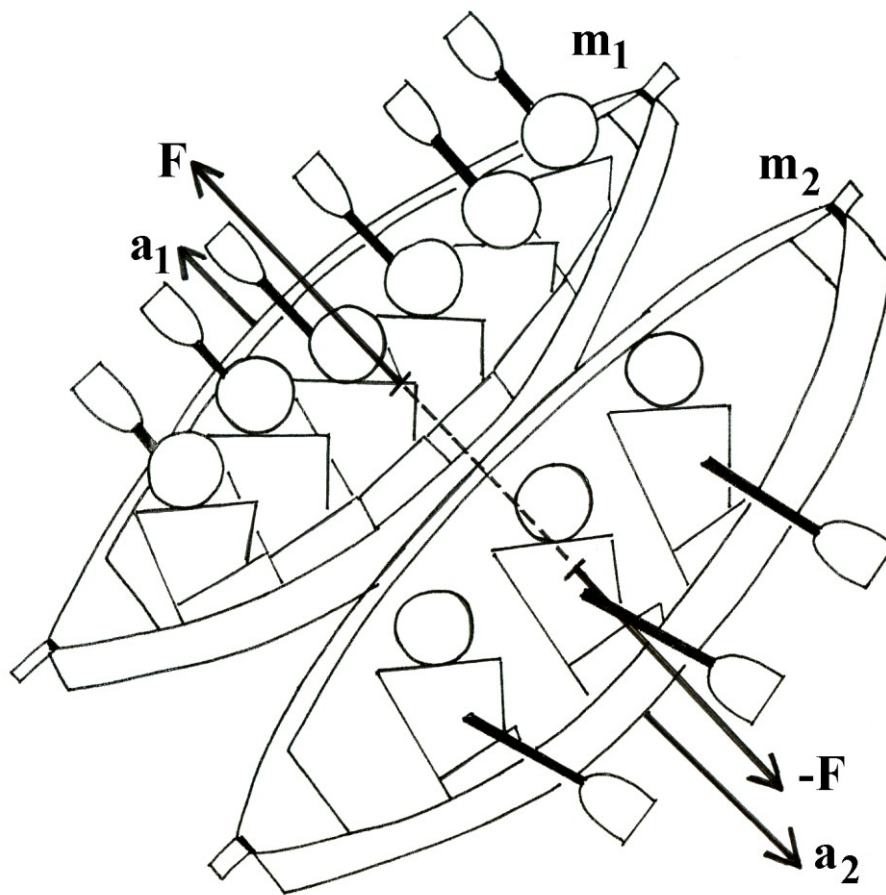
Bylo by tedy chybou myslet si, že útočník musí působit větší silou na soupeře, když ho například přetlačí, či vyvede z rovnováhy (obr. 18).



Obr. 18 Síly akce a reakce při hodů soupeře v judu

Princip vzájemného působení není závislý na pohybovém stavu tělesa (tzn., zda je v klidu nebo pohybu), ale platí vždy. Tím se odlišuje od prvního a druhého pohybového zákona, které platí pouze v inerciálních soustavách.

Pro porozumění uvažujme jednoduchý příklad - dvě loďky, v první loďce sedí tři lidi, v druhé šest lidí (obr. 19). Jak se budou pohybovat loďky, když se od sebe odtlačí? Síly, kterými na sebe loďky působí, jsou stejně velké, avšak jejich účinky mohou být rozdílné. Loďka se třemi lidmi se začne pohybovat s větším zrychlením, než loďka s šesti lidmi. Pohybové účinky síly tedy závisí na hmotnosti tělesa, což vyplývá z druhého pohybového zákona.



Obr. 19 Síly akce a reakce a jejich účinky

Síly akce a reakce jsou tedy stejně velké, liší se však svými pohybovými účinky. Kolikrát je útočník hmotnější, tolikrát menší bude zrychlení, se kterým se začne pohybovat oproti soupeři. Pohybové účinky obou sil jsou tedy v závislosti na hmotnosti různé (obr. 20).



Obr. 20 Účinky síly

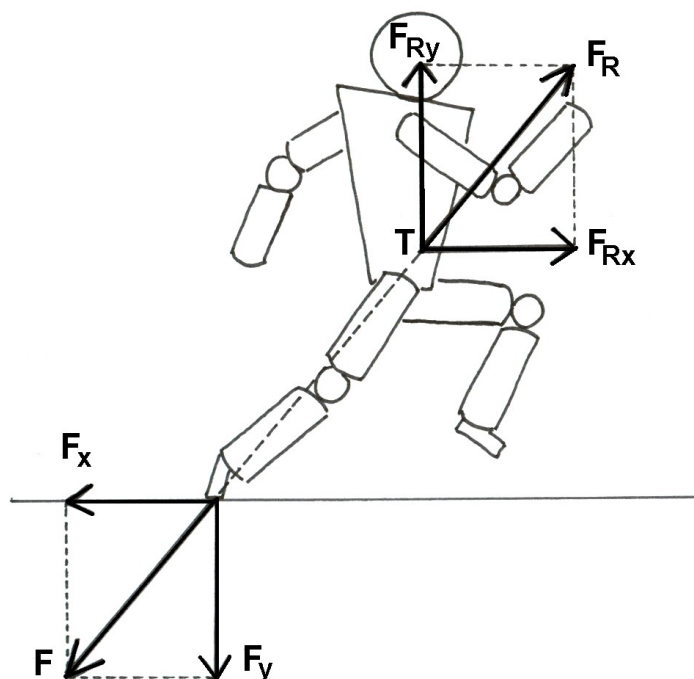
Vedle pohybových účinků může mít síla také deformační účinky, kterých se v úpolech využívá. Síly akce a reakce jsou opět stejně velké, ale vzhledem k místu na těle, na které působí, má tato síla rozdílné účinky na jednoho a druhého soupeře (obr. 21).



Obr. 21 Síly akce a reakce - deformační účinky síly

U zákonu akce a reakce nemůžeme opominout také sílu reakce podložky F_R . Ve statické poloze, při chůzi, běhu, skocích vyvíjíme působením na podložku určitou tlakovou

sílu F . Jako reakce vzniká stejně velká síla opačného směru, kterou působí podložka na tělo. A je to právě tato reakce podložky, která uvádí člověka do pohybu. Při řešení konkrétních situací obvykle rozkládáme obě síly na horizontální a vertikální složku (obr. 22).



Obr. 22 Zákon akce a reakce při odrazu

Význam reakce podložky je v bojových uměních silně zakořeněn. Východní tradice říká, že bojovník může čerpat svou sílu ze Země. Jindy je zdůrazňován význam uzemnění se. Tato tvrzení jsou podvědomým chápáním skutečnosti, že síla, kterou tlačíme do podložky, se nám ve formě reakce podložky vrací. Tato opora je podmíněna pevnou půdou pod nohama, což je součástí bojových technik a pevných postojů.

1.5.3 Vnější síly

Bez působení sil nemůže dojít ke změnám pohybového stavu tělesa, jak dokládají pohybové zákony. U tělesných cvičení, jakožto většinou záměrných pohybů, jsou prvotní příčinou změny pohybového stavu vnitřní svalové síly. Daný pohyb je tak určen především velikostí, směrem a dobou působení těchto sil. Vnitřní síly ovšem nemohou samy od sebe uvést tělo do pohybu. Vždy dochází ke spolupůsobení vnějších sil, bez nichž by svalové síly pohyb těla nezpůsobily. Vezměme v úvahu základní lokomoční pohyb – krok. Bez vnější opory bychom i s maximálním zapojením svalů tento pohyb nevykonali. Svalové síly jsou tedy prvotním činitelem, pohyb je však determinován jejich koordinací s vnějšími silami, kterými na tělo působí prostředí.

Vnější síly působící na tělo člověka jsou vyvolány působením okolních těles. Vnější síly působí současně se silami vnitřními a výsledná časo-prostorová charakteristika daného pohybu závisí na vzájemném poměru vnějších a vnitřních sil.

Podrobněji se budeme věnovat síle tíhové, třecí, dostředivé a odstředivé síle a jejich působení při sportovních činnostech v úpolech.

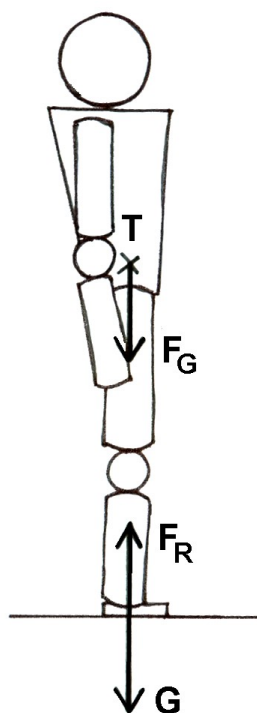
Tíhová síla

Na všechny hmotné objekty působí na povrchu Země tíhová síla. Touto silou jsou tělesa i tělo člověka přitahováno k Zemi, ať se nachází v klidu či v pohybu. Tíhová síla tak ovlivňuje všechny sportovní výkony. Někdy jí využíváme k dosažení požadovaného výkonu, např. v judu, jestliže vyvedeme soupeře z rovnováhy, je to právě tíhová síla, která nám ho následně pomáhá dostat na zem. Jindy ji musíme svalovými silami překonávat, jak je tomu např. u výskoku nebo při zvedání kopající dolní končetiny. Už při vzpřímeném postoji ji musíme překonávat aktivitou posturálních svalů. Z druhého Newtonova zákona vyplývá, že stálá síla uděluje tělesu stálé zrychlení, v tomto případě je to **tíhové zrychlení g** . Velikost tíhového zrychlení závisí na zeměpisné šířce. Dohodou byla stanovena velikost normálního tíhového zrychlení na hodnotu $g = 9,806\ 65\ \text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ (po zaokrouhlení). S tímto zrychlením se pohybují tělesa při volném pádu. Pro velikost tíhové síly platí

$$F_G = mg .$$

V násobcích tíhového zrychlení g se někdy vyjadřuje zrychlení, zejména když dosahuje větších hodnot. Například při nárazu do hlavy figuríny s využitím technik karate byla naměřena velikost zrychlení 120 g , což odpovídá hodnotám dosažených při automobilové nehodě.

Další veličinou je tíha G , která není totéž, co tíhová síla. Tíhová síla je síla, kterou působí Země na těleso, přičemž se její působíště nachází v těžišti tělesa. Kdežto tíha je síla, kterou působí těleso na podložku nebo na závěs, projevuje se tedy jako tlaková nebo tahová síla. Její působíště je v místě kontaktu tělesa s podložkou nebo v bodě závěsu. Tíhová síla je jednoznačně určena hmotností tělesa m a tíhovým zrychlením g . Je-li těleso v klidu, je tíha stejně velká, jako tíhová síla. Například stojí-li člověk ve statické poloze, je k Zemi přitahován tíhovou silou F_G a současně působí na podložku stejně velkou tlakovou silou G (obr. 23).



Obr. 23 Vznik tlakové síly G

Velikost tíhy však závisí také na dalších silách působících na těleso – na setrvačných silách, které mohou vzniknout při změnách pohybového stavu tělesa. Tíha tělesa tak může být stejná, ale i menší či větší než je tíhová síla. Například při odrazu v mikrofázi, kdy již dochází ke zvětšování úhlů mezi segmenty dolních končetin a zvedání těžiště, je tlaková síla na podložku větší než v klidu. K tíhové síle musíme přičíst velikost svalové síly, jejímž působením roste tíha. Jiným příkladem je fáze doskoku, kdy kromě tíhové síly působí na podložku i setrvačná síla pohybujícího se těla. Reakce podložky je pak stejně velká jako výslednice všech sil, kterými na ni tělo působí.

Tíhová síla hraje např. v judu velice důležitou roli. Díky této síle je při správné technice možné soupeře snadno hodit na zem. Čím je soupeř těžší, tím větší tíhová síla na něho působí. V judu je podstatou snaha vyvést soupeře z rovnováhy v daném směru podle prováděné techniky. Tíhová síla způsobuje, že po vyvedení z rovnováhy se soupeř zákonitě začne pohybovat směrem dolů. Uvedme příklad. Jeden ze soupeřů udělá delší krok, než by chtěl. Zatímco je jeho noha v pohybu, soupeř mu podrazí nohu ve směru, ve kterém se pohybuje. V tom okamžiku jeho nohy nevytvoří potřebnou plochu opory, těžiště se tedy dostává mimo ni a tíhová síla okamžitě způsobuje pád těla na zem.

V technikách zápasu se také využívá tíhové síly, často však také musí být tíhová síla soupeře překonána při chvatech, kdy je soupeř zvedán do výšky. Tíha zápasníka ve statické pozici na podložce vyvolá stejně velkou sílu opačného směru – reakci podložky. Když se zápasník zapře nohama silně proti podložce, vzrůstá tíha těla a s ní i velikost reakce podložky. Můžeme říct, že reakce podložky je pasivní síla, která se projevuje jako odpověď na tlak vyvolaný tíhou těla zápasníka. V případě, že je zápasník v kontaktu s podložkou více částmi těla, než jen dvěma chodidly, výsledná síla, kterou působí zápasník na podložku, zůstává stejná. Mezi jednotlivými částmi těla a podložkou však působí menší síla, s čímž se snižuje tlak na jednotku plochy.

Reakce podložky má úzkou spojitost s třecí silou, která je úměrná síle, kterou tělo působí kolmo na podložku, a koeficientu smykového tření. Co se týče zápasu, koberce se vyrábějí s poměrně nízkým koeficientem smykového tření. To vyžaduje, aby podrážky bot zápasníků byly vyrobeny se vzorkem a zabránily tak podklouznutí. Na tomto nástinu sil působících při zápase vidíme, že mezi jednotlivými silami (tíhová, tlaková, třecí síla, reakce podložky) je úzká spojitost a jejich velikosti se vzájemně ovlivňují.

Třecí síla

Třecí síla vzniká při pohybu jednoho tělesa po druhém. Působí proti směru pohybu tělesa, má tedy brzdivé účinky. Třecí síla vzniká díky nerovnostem stykových ploch těles, které se po sobě posouvají. Drsnost ploch a materiál povrchu těles je charakterizován **součinitelem smykového tření** f . Tento koeficient nemá jednotku a jeho velikost se zjišťuje experimentálně. Třecí síla F_t při smykovém tření má velikost

$$F_t = f F_N$$

Třecí síla je přímo úměrná velikosti normálové síly F_N , což je tlaková síla kolmá na podložku. Jak je ze vztahu patrné, velikost třecí síly nezávisí na velikosti stykových ploch. Smykové tření je v některých případech nezbytnou podmínkou pohybu, jindy je to však síla, kterou se snažíme eliminovat. Třecí síla je nezbytná již při chůzi, jakožto základním lokomočním pohybu, bez působení třecí síly by nám nohy podkluzovaly dozadu, neměli bychom pevnou oporu.

Jak jsme již uvedli, třecí síla působí proti směru pohybu. Zde si však musíme uvědomit, že v průběhu pohybu se může směr třecí síly měnit podle toho, v jaké mikrofázi se tělo v daném okamžiku nachází. Uvažujme základní pohybový prvek – běžecský krok při rozběhu (obr. 24). Ke vzniku třecí síly dochází mezi botou a podložkou po dobu jejich kontaktu. Tuto fázi pohybu můžeme rozdělit na dvě mikrofáze: 1. Mikrofáze doskoku – od okamžiku, kdy noha dokračuje na podložku, až do okamžiku, kdy se těžiště těla dostává nad střed plochy opory, 2. Mikrofáze odrazu – navazuje na předešlou mikrofázi a končí v okamžiku, kdy noha opouští podložku. V první mikrofázi sportovec dokračuje na mírně přednoženou dolní končetinu. Kdyby v tomto okamžiku nebyla třecí síla dostatečně velká, noha by podklouzla vpřed a člověk by spadl na záda. Třecí síla tedy působí proti směru pohybu tohoto podklouznutí, to znamená vzad. Jakmile však tělo přechází do druhé mikrofáze, stojná noha se dostává za těžiště těla a při malém tření hrozí podklouznutí nohy vzad. Proti tomuto podklouznutí opět působí třecí síla, ovšem tentokrát vpřed. Vidíme tedy, že třecí síla může měnit v průběhu pohybu směr. Chybné by proto bylo uvažovat tak, že sportovec běží vpřed, proto třecí síla musí směřovat proti pohybu, tudíž vzad. Nejde tedy o pohyb těžiště, ale podstatný je pohyb v místě kontaktu dvou stykových ploch.



Obr. 24 Třecí síla ve fázi doskoku a odrazu

Dostředivá a odstředivá síla

Již dříve jsme uvedli, že při pohybu po kružnici, kdy se v každém okamžiku mění směr okamžité rychlosti, vzniká normálové neboli dostředivé zrychlení a_d , které směřuje do středu kružnice. Z druhého Newtonova zákona vyplývá, že každé zrychlení je způsobeno nějakou silou. V případě dostředivého zrychlení mluvíme o dostředivé síle F_d . Stejně jako kteroukoliv jinou sílu můžeme i tuto vyjádřit jako součin hmotnosti a zrychlení: $F_d = m a_d$.

Již víme, že pro dostředivé zrychlení platí $a_d = \frac{v^2}{r} = \omega^2 r$.

Po dosazení dostáváme

$$F_d = \frac{m v^2}{r} = m \omega^2 r$$

Dostředivá síla směřuje stejně jako dostředivé zrychlení do středu křivosti, v případě pohybu po kružnici do středu kružnice.

Současně s dostředivou silou vzniká jako reakce stejně velká síla opačného směru - síla odstředivá F_{od} . Odstředivá síla vzniká v otáčející se soustavě, tedy neinerciální, a je to síla setrvačná. Nemá tedy původ ve vzájemném působení těles, ale vzniká důsledkem setrvačnosti hmoty. Hmota má snahu setrvat v původním pohybovém stavu, setrvačná síla tedy působí proti této změně. Proto má setrvačná odstředivá síla opačný směr než dostředivá síla, která ji vyvolává.

Setrvačné síly

Rozlišujeme síly pravé a zdánlivé. Pravé síly vznikají na základě vzájemného působení těles. Zdánlivé neboli setrvačné síly závisí na volbě vztažné soustavy.

Řešíme-li tedy pohyb v neinerciální soustavě, musíme vzít v úvahu setrvačnou sílu, která je stejně velká jako síla způsobující zrychlení, ale má opačný směr. Konkrétním příkladem může být brzdící judista při pádu, který zpomaluje díky působení síly reakce podložky F_R . Ta směřuje proti jeho pohybu. Proti této brzdě síle působí setrvačná síla F_s . $F_s = -F_R$, podle 2. Newtonova zákona můžeme napsat $F_R = ma$. Pak pro setrvačnou sílu platí

$$F_R = -ma.$$

Této síle, která působí proti změně pohybu, se také říká doplňková nebo D'Alembertova.

Jiným příkladem je chvat v judu, kdy se útočník snaží uvést soupeře do pohybu. Na soupeře působí síla útočníka, díky níž se bude pohybovat zrychleně. Spojíme-li vztažnou soustavu se soupeřem, vzniká v ní setrvačná síla F_s působící proti směru zrychlení. Tuto setrvačnou sílu musí útočník překonat a tato síla roste s velikostí útočnickovy síly.

1.5.4 Časový účinek síly – hybnost, impuls síly, 1. impulsová věta

Hybnost je vektorová veličina, která v dynamice určuje pohybový stav tělesa. Hybnost má stejný směr jako vektor okamžité rychlosti tělesa. Velikost hybnosti závisí na hmotnosti tělesa m a na jeho rychlosti v :

$$p = mv.$$

Jednotkou je kilogram metr za sekundu ($\text{kg}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Druhý Newtonův zákon (zákon síly) jinými slovy říká, že každá změna hybnosti je způsobena silovým působením jiných těles. Matematickou úpravou dostáváme vztah vyjadřující tuto formulaci:

$$F = ma = m \frac{\Delta v}{\Delta t}.$$

Součin $m\Delta v$ vyjadřuje změnu hybnosti, ke které působením síly F došlo:

$$m\Delta v = \Delta p.$$

Po dosazení dostáváme 2. Newtonův zákon ve tvaru

$$F = \frac{\Delta p}{\Delta t}.$$

Úpravou vztahu získáváme

$$F\Delta t = \Delta p.$$

Vidíme, že změna hybnosti bude tím větší, čím déle a čím větší síla na těleso působila.

Součinem této síly a doby dostáváme vektorovou fyzikální veličinu **impuls síly I** . Impuls síly vyjadřuje časový účinek síly na těleso

$$\mathbf{I} = \mathbf{F}\Delta$$

Jednotkou je newton sekunda (N·s).

Tyto poznatky shrnuje **1. Impulsová věta**:

Časová změna hybnosti tělesa je rovna výsledné vnější síle.

Uveďme příklady, které nám pomohou pochopit důsledky těchto vztahů pro praxi v úpolových sportech. Společným pojítkem úpolových sportů je snaha dosáhnout potřebné, často maximální rychlosti daného segmentu. Na čem tedy závisí velikost dosažené rychlosti? Ze vztahu

$$\mathbf{F}\Delta t = m\Delta \mathbf{v}$$

je patrné, že pohybový účinek síly závisí na velikosti působící síly a na době jejího působení. Odtud plyne požadavek na dostatečnou dynamickou sílu. Jestliže tělu udělujeme požadovanou rychlost, zvětšujeme jeho hybnost, jedná se o pohyb zrychlený.

Pro rychlost, které segment těla dosáhne, pak po dosazení platí:

$$\mathbf{v} = \frac{\mathbf{F}\Delta}{m} = \sqrt{2as}$$

Odtud vyplývá, že jestli prodloužíme dráhu, po které segment zrychluje, dosáhneme větší rychlosti. Když to shrneme, větší rychlosti můžeme dosáhnout zvětšením působící síly, prodloužením dráhy s použitím stejné síly, čímž dojde i k prodloužení doby, po kterou působíme.

Jiný příklad vysvětlí, jak se projevuje hybnost a impuls síly v boxu. Hybnost můžeme chápat jako schopnost tělesa odolávat změnám zrychlení. Důležité je pochopit, že obránce může vhodným pohybem v okamžiku kontaktu snížit sílu nárazu. Hybnost, kterou má před nárazem útočník a která se během kontaktu předává obránci, má určitou velikost, jejíž změně při nárazu odpovídá impuls síly. Obránce může v okamžiku kontaktu pohybem napadených segmentů ve směru pryč od útočníka zvýšit čas, ve kterém předání hybnosti probíhá, čímž se sníží síla nárazu a tím i její ničivé účinky. Platí, že kolikrát se zvětší čas, tolikrát se zmenší síla. Naopak pokud půjde obránce při nárazu vstříc útočníkovi, zkrátí se doba kontaktu a síla nárazu se zvětší. Tabulka 2 ukazuje možné kombinace velikosti síly a času, kterými je možné zastavit hybnost o velikosti 200 N·s⁻¹.

Tab. 2 Kombinace sil a času vytvářející odpovídající impuls síly

Síla	Čas	Impuls
200	1	200

100	2	200
50	4	200
20	10	200
8	25	200
4	50	200
2	100	200
0.2	1000	200

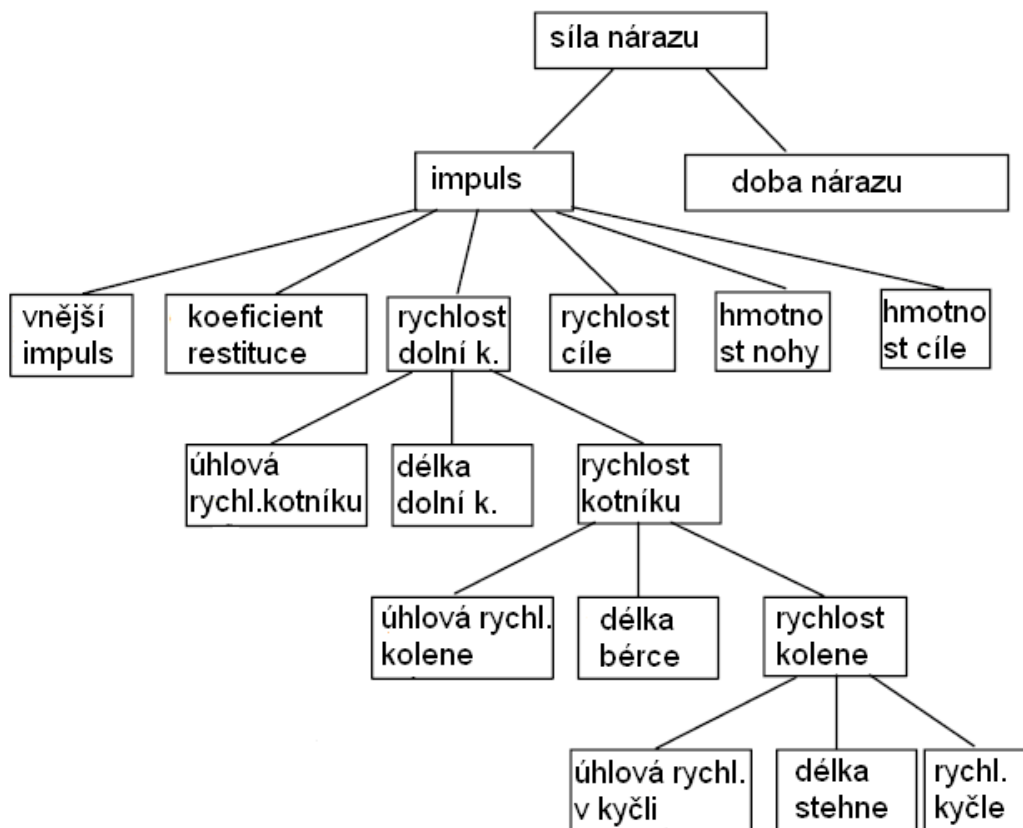
Doplňme tato teoretická odvození o konkrétní hodnoty získané biomechanickými měřeními úderu profesionálního boxera na světové úrovni, Franka Bruna (Atha a kol., 1985). Během 0,1 s urazilo jeho zápěstí dráhu 0,49 m a v okamžiku nárazu dosáhlo rychlosti 8,9 ms⁻¹. Síla nárazu byla 4096 N, přičemž náraz trval 14 ms. Při nárazu do hlavy o hmotnosti 6 kg by jí tato síla udělila zrychlení 683 ms⁻², tedy 70 g.

Shrňme, jak lze dosáhnout co nejtvrďšího úderu, jaká je jeho mechanická podstata. Existují dvě možné odpovědi na tuto otázku. První přístup ke srážkám je přes sílu a hybnost, druhý přes energii. Jak již víme, síla je rovna součinu hmotnosti a zrychlení $F = ma$, hybnost součinu hmotnosti a rychlosti $p = mv$. Také víme, jaký je vztah mezi těmito dvěma veličinami: $\Delta p = Ft$, to znamená, že působící síla v čase se projeví změnou hybnosti. Tato rovnost platí na základě zákona zachování hybnosti, který vyplývá z 3. Newtonova zákona. Důsledkem je tedy skutečnost, že při vzájemném silovém působení těles se hybnost jednoho z nich zvýší o tolik, o kolik se tímto silovým působením sníží hybnost druhého tělesa. Pro dosažení určité změny hybnosti Δp můžeme tedy působit buď velkou silou po krátkou dobu, nebo malou silou po delší čas.

Proč by měl tedy útočník, v našem konkrétním případě karatista, švihnout paží co možná nejrychleji? Protože při vyšší rychlosti nárazu je při srážce dosaženo i větší hodnoty zpomalení, což se projeví velikostí síly nárazu. Čím kratší bude doba, po kterou je hybnost přenášena, tím větší bude síla působící na cíl. Tato síla udělí cíli odpovídající zrychlení. Pokud je toto zrychlení dostatečně velké, dojde například u přerážení desek k jejich přelomení.

Stejně to platí pro odraz, který se objevuje v některých technikách úpolových sportů, zejména u kopů ve výskoku (flying kicks neboli jumping kicks). Čím kratší bude doba, během které brzdíme v první mikrofázi odrazu rychlost získanou rozběhem, tím působíme na podložku větší tlakovou (nárazovou) silou. Čím je tato síla větší, tím vznikne větší reakce na ni – reakce podložky, které nás v druhé mikrofázi odrazu urychluje.

Obrázek 25 ukazuje, jak je možné systematicky seřadit parametry podílející se na síle nárazu. V tomto konkrétním případě se jedná o kop s otočkou, proto se zde objevují úhlové rychlosti.



Obr. 25 Závislosti pro sílu nárazu u kopu s otočkou

Různí autoři, kteří sledovali velikosti sil, kterých je dosaženo při kopech, se ve zjištěných hodnotách rozcházejí. Naměřené síly se pohybují od 470, až po 14 000 N. Podle nás se reálné hodnoty u vyspělých sportovců pohybují mezi 4000 a 8000 N. V boxu byla např. naměřena síla 4536 N (sledgehammer) a v taekwondu 6804 N (spinning back kick) nebo 3482 N (roundhouse kick), v karate 4000 N (front forward punch) nebo 4900 N (reverse punch).

Účinnost kopu závisí na více parametrech, které ovlivňují sílu nárazu a její účinky ať již pohybové či deformační. Tyto parametry a jejich vzájemné vztahy si vysvětlíme v následující kapitole.

Co se děje v opačném případě, když pohyb chceme zastavit? Podívejme se podrobněji na problematiku pádů, jejichž technika je na těchto mechanických zákonitostech založena. Pádová technika je jednou z částí úpolové systematiky. Nejvíce byl systém pádových technik propracován v bojových uměních. Zde však pádová technika neznámá pouze fyzický pád soupeře na zem. „Ukemi waza (pádová technika) je schopnost přijímat pohyby obránce takovým způsobem, aby nedošlo ke zranění a současně mohla být bojová technika nacvičována bez ztráty pocitu reality, tj. s kinematickými a dynamickými charakteristikami blízkými k bojové, či úpolové realitě.“ (Reguli, 2007)

Pádové techniky můžeme dělit na pády

- vpřed
- vzad
- stranou
- kombinované

Dále pád může být proveden

- s převratem
- bez převratu

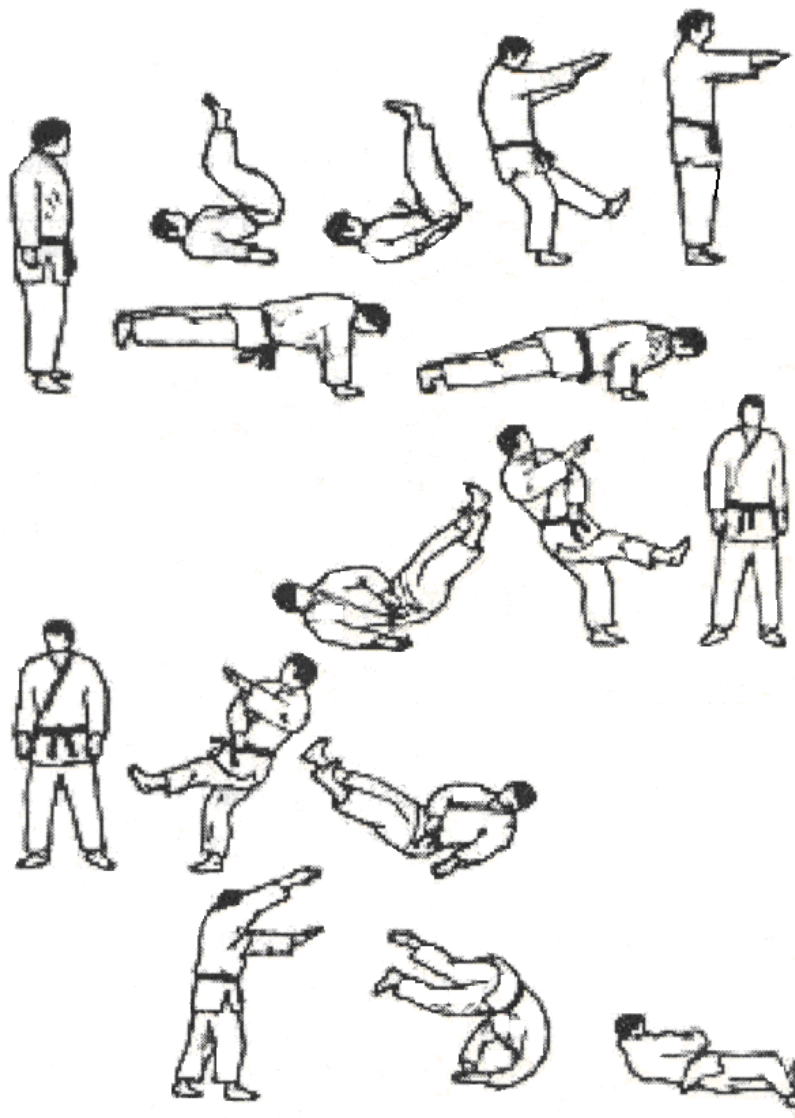
Podle způsobu tlumení pádu rozeznáváme pády

- se zaražením
- bez zaražení

Reguli (2001) upřesnil šest principů pádových technik:

- Tlumení pádu největší možnou plochou těla. Použití nejen trupu, ale i horních a dolních končetin. Vyloučeno použití hlavy. Při pádech s působením malé síly možno pro tlumení (tvorba nové plochy opory) využít i menší plochu, například dlaň.
- Smykové tření tření, případně přímý náraz je nutno převést na valivé tření (valivý pohyb). Klouzání těla po podložce způsobuje zranění od malých oděrek kůže až k vážným poškozením tkáně.
- Tlumení pádu osvalenými částmi těla. Zamezení kontaktu s podložkou těmi částmi těla, kde se ihned pod pokožkou nachází kost. Kontaktem neosvalených částí těla s podložkou má za následek zranění.
- Tlumení pádu v co nejdelším čase (postupná decelerace). Postupný a plynulý přechod části těla do kontaktu s podložkou. Správné provedení vyžaduje dobrou prostorovou orientaci.
- Využití kinetické energie pádu na opětovné zaujetí postoje (část energie tedy nemusí padající tlumit). Potenciální energie (postoj) – kinetická energie (pád) – kinetická energie (znovuzaujetí postoje) – potenciální energie (postoj)
- Využití přirozeného pohybu. Nutné vytvoření pohybového stereotypu. Spojení pádových technik s pohybovou strukturou přirozených pohybů.

Tyto principy můžeme sledovat na základních pádech, které ukazuje obrázek 26.



Obr. 26 Pádové techniky v judu (převzato od Sacripanti, 2010)

Pádovou techniku z pohledu biomechanického dělíme na čtyři základní fáze. Tyto fáze jsou:

- iniciace
- padání
- dopad
- podopadová poloha

Všechny fáze na sebe během pádové techniky navazují. Dalo by se říci, že každá následující fáze je zapříčiněna fází předchozí.

Iniciace

Iniciací u pádu či pádové techniky rozumíme porušení rovnovážného stavu. U narušení rovnováhy hovoříme o dvou druzích podnětů. Jedná se o podněty vnější a vnitřní nebo jejich případné kombinace.

Padání

Pády rozdělujeme podle výšky, ze které osoba padá na volný pád, pád z výšky a pád ze stoje. Pádová technika může nejvíce ovlivnit zejména pády z postojů, případně z malých výšek. Při pádech z velkých výšek jsou hodnoty sil natolik velké, že jakákoliv pádová technika, působící jako protiúrazová zábrana, se v těchto případech májí účinkem.

Dopad

Tato fáze pádu je považována za nejdůležitější. Tato fáze je zahájena prvním kontaktem těla s podložkou po fázi padání a ukončena zastavením pohybu těla

Podopadová poloha

V podopadové poloze rozlišujeme v zásadě dvě možnosti ukončení pohybu – v leže či ve stoje.

V judu je důležité osvojit si jak teoreticky tak prakticky koordinovat pády a předcházet tak zraněním. Ukemi techniky jsou založeny na biomechanickém mechanismu, který se projevuje dvěma fázemi.

První fáze rozptýlení - je spojená s přeměnou kinetické energie translačního pohybu na kinetickou energii rotačního pohybu.

Druhá fáze reakce - souvisí s odpružením síly reakce podložky.

Jiné podrobnější dělení rozlišuje čtyři fáze v průběhu letové fáze pádu a dopadu:

První fáze – krční posturální reflexy vyvolávají zvýšení svalového napětí horního biokinematického řetězce.

Druhá fáze – vestibulární reflexy vyvolávají extenzi dolního biokinematického řetězce, čímž způsobují zvýšení momentu setrvačnosti a tím i zpomalení pádu.

Třetí fáze – tělo přizpůsobí lordotické i kyfotické zakřivení těla, aby byla páteř chráněná před zraněním.

Čtvrtá fáze – translační energie je odpružena reakční silou při dopadu na podložku.

K pádům dochází z různé výšky. Také se odehrávají při různých rychlostech. Soupeř může ke gravitační síle přidat svou vlastní svalovou sílu. Hybnost vytvořená při pádu je rovna součinu hmotnosti padajícího judisty a jeho rychlosti. Rychlost judisty a jeho hybnost získaná během pádu se při kontaktu s podložkou snižuje až na nulovou hodnotu. Jde o zpomalený pohyb, kdy působící síla směřuje proti směru pohybu tělesa. Síla, kterou judista udeří do podložky, působí také na tělo sportovce jako síla reakce podložky. Mluvíme zde o nárazových silách. Ze vztahu

$$F = \frac{m \Delta v}{t}$$

vyplývá, že nárazová síla je tím větší, čím je větší hmotnost tělesa, čím je větší změna rychlosti a čím je kratší čas, během kterého k této změně došlo. Konkrétním příkladem může být náraz jedoucího auta do překážky, např. do zdi. Vzhledem k tomu, že zeď při nárazu neuhne, dojde k zastavení auta za velmi krátký časový okamžik. Zároveň platí, že čím větší

rychlostí pojedete, tím bude náraz tvrdší a dojde k závažnější deformaci auta a zdi. Jestliže auto pojedete stejnou rychlostí jako v předešlém případě, ale narazí například do popelnic, náraz nebude tak tvrdý, protože popelnice se nárazem posunou. Dojde tedy k prodloužení brzdě dráhy a doby brzdění. Působením nárazových sil dochází ve velmi krátkých časových intervalech k deformaci těles a současně se mění rychlosti těles co do směru i velikosti.

Velikost nárazových sil při pádech je tedy závislá na délce doby, po kterou náraz (pohyb) tlumíme. Při nárazu horních a dolních končetin na podložku judista využívá ramena, stehno a kolenní klouby jako části, které absorbují náraz. Provedením této činnosti, judista natahuje časový úsek, během kterého síla působí na podložku a tedy i podložka na sportovce. Zvětšení časového úseku, během kterého síla působí, způsobí pozvolnější změnu hybnosti těla judisty, což vede ke snížení rizika zranění. V některých případech máme dostatečný prostor na zastavení pohybu, avšak někdy jde o náhlé zastavení pohybu téměř na místě. Situace, kdy judista padá vertikálně na podložku, vede k náhlému zastavení pohybu sportovce. V této situaci působí na zem a tedy i na sportovce značná síla v krátkém čase. Pokrčením dolních končetin, podřepnutím a převalem se zvětší čas, po který na sebe působí judista a podložka. Rozšířením plochy kontaktu judistova těla při dopadu na podložku se sníží tlak působící na jednotlivé části judistova těla. Zvětšením plochy kontaktu a prodloužením doby, po kterou síla působí, významně sníží pravděpodobnost úrazu.

1.5.5 Tlak

Síla se víc týká statických poloh, její velikost je tedy více podstatná u technik zápasu, kam patří různé hody, strhy, znehybnění, páky, škrcení. U jiných technik jako jsou údery, kopy, pády je to tlak, který je roven síle rozložené na určité ploše:

$$p = \frac{F}{S}$$

Je to právě velikost tlaku, co způsobuje při nárazu zranění. Například při napadení těla nožem je plocha kontaktu velmi malá, odpovídá v podstatě jen ploše hrotu, který se dotýká kůže, proto vzniká obrovský tlak a díky němu nůž proniká do těla. Naopak když například fakír leží na lůžku z hřebíků, je celková plocha kontaktu součtem všech malých plošek jednotlivých hřebíků, tlak tedy není tak velký, aby hřebíky pronikly do těla. Na stejném základu jsou postaveny pádové techniky, kdy se snižuje tlak zvětšením plochy kontaktu.

Každý, kdo zkoušel přerazit desky nesprávnou technikou, může potvrdit, že s nárazem byla spojena i bolest. Bylo by možné mluvit zde o správné technice přerážení desek. Z hlediska fyziky je správná poloha paže důležitá kvůli optimalizaci velikosti plochy úderu. Její minimalizací útočník zmenšuje plochu, přes kterou dochází k přenosu síly a energie. Tím je maximalizována velikost síly a množství energie připadající na jednotku plošného obsahu. Uvažujme úder o reálné energii 190 J. Kdyby byl úder proveden celou dlaní, která má rozměry přibližně 15 x 10 cm, znamená to, že 190 J by bylo přenášeno plochou o velikosti 150 cm², na 1 cm² by tak připadlo 1,3 J. Pokud tentýž úder provedeme pouze polštářkem dlaně o rozměrech asi 5 x 3,75 cm, je plocha úderu 18,75 cm², na 1 cm² tak připadá 10,1 J, což způsobí mnohonásobně větší deformaci. Z tohoto důvodu je nutné usilovat o minimalizaci plochy úderu, což je patrné nejen u úderových technik paží, ale i u kopů, u používání loktů, kolen a podobně.

1.5.6 Zákon zachování hybnosti, zákon o pohybu těžiště

Jako důsledek 1. Impulsové věty můžeme formulovat zákon zachování hybnosti. Znamená to, že je-li výsledná vnější síla působící na těleso rovna nule, časová změna hybnosti je také nulová. Izolované těleso tedy nemění svou celkovou hybnost působením vnitřních sil.

Tento zákon lze odvodit z 3. Newtonova zákona: Dvě tělesa na sebe vzájemně působí stejně velkými silami opačného směru. Vzhledem k tomu, že tyto síly – akce a reakce současně vznikají a současně zanikají, působí na sebe tělesa také stejnou dobu. To znamená, že také impulzy obou sil jsou stejně velké opačného směru:

$$\mathbf{F}_1 t_1 = - \mathbf{F}_2 t_2 .$$

Na základě vztahu mezi impulsem síly a hybností platí také

$$m_1 \mathbf{v}_1 = - m_2 \mathbf{v}_2 .$$

Odtud dostáváme

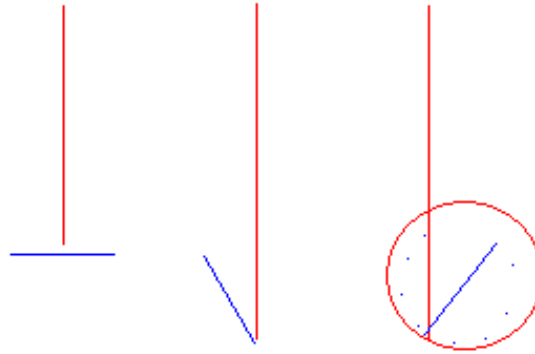
$$m_1 \mathbf{v}_1 + m_2 \mathbf{v}_2 = 0 .$$

Na základě tohoto vztahu platí, že při vzájemném působení těles v izolované soustavě zůstává součet hybností roven nule, může se pouze zvětšovat hybnost jednoho tělesa na úkor druhého.

Formulujeme tak **zákon zachování hybnosti**:

Celková hybnost izolované soustavy těles se vzájemným silovým působením nemění.

Vzhledem k tomu, že je hybnost vektorová veličina, je třeba brát v úvahu její směr. Při správném využití jak vlastní, ale i soupeřovy hybnosti se stává používání bojové techniky efektivnější. Například v judu či aikidu můžeme říct, že nejjednodušší cesta, jak někoho porazit je použít jeho vlastní hybnost proti němu samotnému. Dříve či později útočník napadne soupeře s úmyslem porazit ho. Přitom jde s určitou rychlostí těla proti němu. To je však chyba. Hybnost, se kterou jde útočník do střetu, může obránce využít ve svůj prospěch. Když se podíváme na obrázek 27, můžeme si udělat představu o jednoduchých základech většiny pohybů soft stylu. Červená čára představuje pohyb útočníka a modrá čára představuje pozici postoje obránce. Jestliže útočník udeří do nepohyblivého cíle (obr. 27 a), závisí tvrdost srážky na hybnosti samotného útočníka, tedy na jeho hmotnosti a rychlosti. Když udeří do soupeře, který před ním v okamžiku kontaktu couvne (obr. 27b), zmenší se tím relativní rychlost mezi soupeři a náraz je menší. Nejúčinnější je však úplně se vyhnout přímému nárazu a pouze převést útočnickovu hybnost do jiného směru (obr. 27 c).



Obr. 27 a, b, c Schémata pohybu útočníka a obránce

Obránce nechá zaútočit útočníka, přičemž udělá mírné kroky vzad, poté uchopí útočnickou paži nebo ruku pohybující se vpřed a pomáhá útočnickovi pokračovat ve směru jeho okamžitého pohybu. Pak obránce dělá něco zajímavého. Půjde do středu otáčení za útočníka a v úzkém kontaktu s ním ho táhne po obvodu pomyslné kružnice. Tak dvě původně odděleně pohybující se těla vytváří systém jednoho pevného tělesa pohybujícího se po kružnici. Mírné kroky vzad, které předtím obránce udělal, mají ten smysl, že se sám dostane do středu otáčení, zatímco se útočník octne na obvodu kružnice. I když se oba soupeři pohybují se stejnou úhlovou rychlostí, obvodová rychlost s rostoucím poloměrem vzrůstá. Proto čím se těžiště nachází dál od středu otáčení, tím na něho působí větší odstředivá síla, která ho strhává.

Podívejme se na problém pohybu útočníka (m_1) a obránce (m_2) z hlediska zákona zachování hybnosti.

$$p_1 = m_1 v_1 \quad \text{a} \quad p_2 = m_2 v_2$$

Ze zkušenosti můžeme určit, že průměrný člověk může ujít kolem 6,2 m přibližně za 1,5 s. S využitím toho pro p_1 dostáváme

$$p_1 = 90 \text{ kg} (4.13 \text{ m/s}) = 372 \text{ kg m/s}$$

Nyní předpokládejme, že m_1 narazí do m_2 přímým nárazem v časovém úseku 0,2 s. Odtud dostáváme sílu interakce

$$F = \frac{dp}{dt} = \frac{\Delta p}{\Delta t} = 1860 \text{ N}$$

Vyhnutím se přímému útoků malým úkrokem vzad a rotací těla šikmo k útoků s následným otočením útočníka dojde k nepružné srážce. Do hybnosti, která se zachovává, započítáme hybnost jak útočníka, tak i soupeře, který je již před srážkou v pohybu.



Obr. 28 Útočník a obránce při rotaci (převzato od McGonagill, 2004)

Na obrázku 28 můžeme vidět, jak útočník přichází, obránce ukročuje šikmo, a táhne útočníka do rotace, která způsobí jeho pád. Platí zde tato rovnice:

$$m_1 \mathbf{v}_1 + m_2 \mathbf{v}_2 = (m_1 + m_2) \mathbf{v}$$

Počáteční rychlost útočníka je určující pro následnou rychlost rotace. Vedle fyzikálních důvodů je to i z důvodu udržení plynulosti pohybu. Díky tomu je minimalizovaná energie vyžadovaná na obránci.

Když znovu využijeme zákona zachování hybnosti, vidíme, že jestliže obránce zastaví svou hybnost a umožní útočníkovi, aby v pohybu pokračoval sám, útočník tak přijme téměř všechnu hybnost systému dvou spojených těl. Účinkem toho se útočnickovy nohy dostanou ven mimo kružnici a on padá.

Ze zákona zachování hybnosti plynou pro tělesná cvičení ještě další důsledky. V kinematice jsme pro šikmý vrh vzhůru uvedli, že trajektorie, po které se těžiště v letové fázi pohybuje, je zcela určena v okamžiku odrazu, v letové fázi ji již nelze žádnými pohyby ovlivnit. To platí obecně pro jakékoli bezoporové fáze. Tuto skutečnost můžeme vysvětlit právě na základě zákona zachování hybnosti. Lidské tělo v letové fázi můžeme pokládat za izolovanou soustavu. Vektor celkové hybnosti těla se tedy v letové fázi nemění. Působením svalové síly můžeme v letové fázi pohnout určitým segmentem. Díky platnosti 3. Newtonova zákona vzniká k této akci reakce – je vyvolán pohyb jiné části těla v opačném směru. Těžiště je bodem, ke kterému se tyto pohyby vztahují.

1.5.7 Dráhový účinek síly – mechanická práce

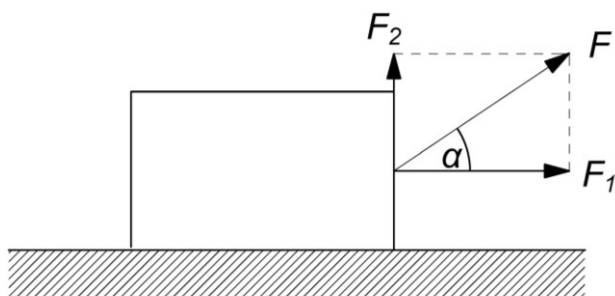
Síla, která působí na těleso po určité dráze a tím těleso uvádí do pohybu, koná **mechanickou práci** W . Jedná se tedy o vzájemné působení těles, díky kterému dochází k přemístění tělesa po určité trajektorii. Mechanická práce je skalární veličina, jejíž jednotkou je joule (J).

Mechanická práce vyjadřuje dráhový účinek síly. Je-li působící síla rovnoběžná s trajektorií, po které se těleso přemísťuje, je mechanická práce

$$W = F s .$$

Pokud však síla svírá s trajektorií nenulový úhel, koná práci jen její složka F_1 rovnoběžná s trajektorií (obr. 29):

$$W = F s \cos \alpha .$$



Obr. 29 Mechanická práce (upraveno dle Svoboda a kol., 1996)

Ve statických polohách jsou svaly aktivní (výdrž ve shybu, držení činky nad hlavou, jízda ve sjezdovém postoji apod.), ale z fyzikálního mechanického hlediska nekonají práci. Výdej energie, ke kterému v těchto statických polohách dochází na základě svalové kontrakce, řeší fyziologie.

Pro nás je podstatné, že při konání mechanické práce dochází k předávání mechanické energie mezi soupeři. Útočník, který koná práci, odevzdává mechanickou energii soupeři, na kterém je práce vykonávána. Soupeř naopak využívá mechanickou práci, aby zastavil hybnost, se kterou na něho útočník, například boxer útočí. Čím je hybnost větší, tím je potřeba více práce, aby zastavila tuto hybnost. Jestliže je potřeba větší práce, je větší pravděpodobnost, že úder způsobí zranění.

1.6 Energie

Energie E je skalární fyzikální veličina, která bývá zjednodušeně charakterizována jako schopnost tělesa konat práci. Jednotkou je joule (J).

Mechanická energie charakterizuje mechanický pohyb tělesa a vzájemné silové působení. Mechanickou energii mají

- tělesa, která se pohybují – kinetická energie,
- tělesa, na které působí jiné těleso silovým polem, nejčastěji Země tíhovou silou – tíhová potenciální energie
- tělesa, která jsou pružně deformovaná – potenciální energie pružnosti.

1.6.1 Kinetická energie

Kinetickou (neboli pohybovou) energii mají tělesa, která se vzhledem k dané vztažné soustavě pohybují. Velikost kinetické energie tělesa závisí na hmotnosti tělesa m a na jeho rychlosti v . Je důležité, k čemu pohyb vztahujeme, protože vzhledem k relativnosti pohybu může být vnímaná rychlost v různých vztažných soustavách rozdílná. Velikost kinetické

energie však nezávisí na směru rychlosti, pouze na její velikosti. Uvádíme-li těleso do pohybu, musíme vykonat odpovídající mechanickou práci, to znamená, musíme působit na těleso silou F (předpokládáme konstantní) po určité dráze s . Těleso se pohybuje rovnoměrně zrychleně po dráze s , čímž roste jeho rychlost. Urychlením tělesa dochází ke změně jeho kinetické energie. Uvažujme, že do pohybu uvádíme těleso z klidového stavu. Pak můžeme psát rovnici

$$W = F s = m a s = m a \frac{1}{2} a t^2 = \frac{1}{2} m \overset{v}{at} = \frac{1}{2} m v^2 .$$

Vykonáním práce W tedy dodáme tělesu **kinetickou energii**

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2 .$$

Stejně tak platí opačně: chceme-li zastavit pohybující se těleso s kinetickou energií E_k , musíme vykonat odpovídající práci. Vidíme, že rychlost je velmi důležitá. Když rychlost vzroste dvakrát, energie vzroste čtyřikrát. Když rychlost vzroste třikrát, energie devětkrát. Blum (1977) uvádí, že využitelná energie např. u úderu reverse punch nabývá hodnot 171 – 697 J.

Nemůžeme si nevšimnout, že velikost síly, impulsu síly, hybnosti a energie závisí také na hmotnosti tělesa. Jelikož se hmotnost těla v průběhu úderu nemění, bývá považována za konstantu v daných vztazích a tím je opomíjen její význam. Je otázkou kolik hmoty z celkové hmotnosti těla, kterou může útočník disponovat, se podílí na úderu. Proto je zde základní podmínkou nepoužívat paži jen jako prostředek, díky kterému dosáhneme na soupeře. Mělo by být použito celé tělo, důležitý je zejména pohyb boků a tlak zapřených dolních končetin směrem k cíli. To například vysvětluje, proč jsou boxeři jen zřídka srazeni do bezvědomí direktem, kde se na úderu podílí jen o něco málo více hmoty než samotná paže. Často jsou však knock-out hákovým úderem, kdy jde boxer do úderu celým tělem.

1.6.2 Tíhová potenciální energie

Tíhovou potenciální (neboli polohovou) energii má těleso, které se nachází v tíhovém poli Země. Země působí na volně padající těleso tíhovou silou F_G po dráze h , což je výška, ze které těleso na Zem padá. Tíhová síla tedy vykoná práci

$$W = F_G h = mgh ,$$

kteřá je rovna tíhové potenciální energii, kterou mělo těleso ve výšce h nad povrchem Země:

$$E_p = mgh .$$

Jestliže práci koná síla tíhového pole, potenciální energie tělesa se zmenšuje. Naopak, jestliže práci konají vnější síly proti působení tíhového pole, to znamená, zvedají těleso do výšky, potenciální energie tělesa roste.

Například v zápase se setkáváme často s chvaty, při kterých útočník zvedá soupeře do výšky (obr. 30). Útočník koná práci svou svalovou silou a tím dodává tíhovou potenciální energii soupeři, které následně využije. Soupeř o hmotnosti m zdvižený do výšky h má pak potenciální energii $E_p = mgh$.



Obr. 30 Zvedání soupeře v zápase – tíhová potenciální energie

V následující fázi, kdy útočník soupeře hodí na zem, je využívána práce tíhové síly. Stejně tak se s konáním práce tíhovou silou setkáváme v mnoha chvatech juda.

1.6.3 Potenciální energie pružnosti

Potenciální energii mají pružně deformovaná tělesa, to znamená tělesa, která se vrátí do původního tvaru, přestanou-li vnější síly působit. Na principu pružiny pracují svaly, proto když je protáhneme, zvětšíme tak jejich potenciální energii pružnosti neboli elastickou energii, které následně při pohybu využíváme.

Potenciální energie pružnosti pružiny je dána vztahem

$$E_p = \frac{1}{2} k \Delta l,$$

kde k vyjadřuje tuhost pružiny a Δl její prodloužení. Vztahy pro jiná pružně deformovaná tělesa jsou složitější.

1.6.4 Celková mechanická energie

Podrobněji jsme rozebrali kinetickou a potenciální energii, jakožto formy mechanické energie. Určili jsme, kdy má těleso kinetickou energii a kdy potenciální. Pokud má těleso současně kinetickou (těleso se pohybuje určitou rychlostí) i potenciální (těleso je v určité nenulové výšce) energii, jeho celková mechanická energie je pak jejich součtem:

$$E = E_k + E_p .$$

1.6.5 Zákon zachování energie

Tento základní zákon konstatuje, že celková mechanická energie izolované soustavy zůstává konstantní. Znamená to, že energie se může pouze přeměnit z jedné formy na jinou formu energie, nemůže však vzniknout, ani zaniknout. Matematicky můžeme tento zákon vyjádřit

$$E = E_k + E_p = \text{konst} . .$$

Zákon zachování mechanické energie je zvláštním případem obecného zákona zachování energie. Ve skutečnosti dochází k větším či menším přeměnám na vnitřní energii. Tyto přeměny jsou způsobeny především odporem prostředí, třecími silami, nepružnými deformacemi. Z praxe víme, že volně puštěný míček se nebude opakovaně odrážet od země do stejné výšky, ale postupně skáče méně a méně až do zastavení. Při dopadu míče na podložku se totiž část kinetické energie, se kterou dopadá, přeměňuje díky nárazu a deformaci na vnitřní energii míčku a podložky. Kolik energie se přeměnilo na vnitřní, o tolik je menší kinetická energie, se kterou míček po odrazu stoupá. O tolik je pak menší i potenciální energie, tedy i výška, do které míček vystoupá.

Podívejme se na několik příkladů zákona zachování energie.

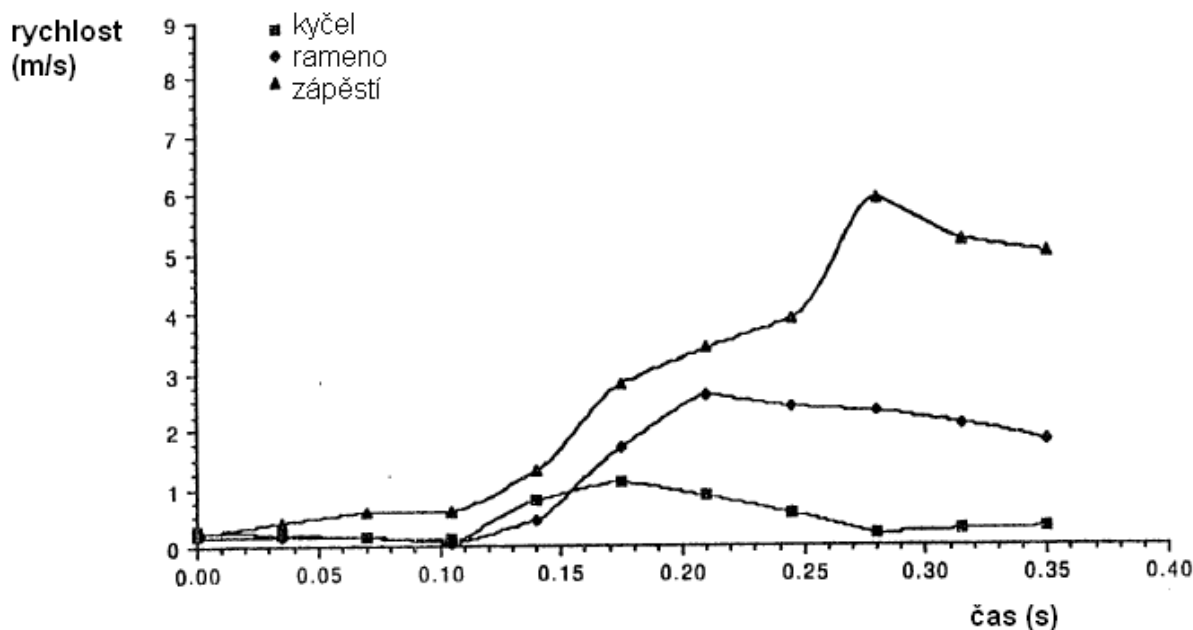
Potenciální energie pružnosti je uložená energie ve svalech. Než boxer udeří svého protivníka, jeho svaly se dostávají při nápřahu do určitého předpětí a jeho tělo a paže má tuto potenciální energii. Jakmile boxer začne úder, potenciální energie pružnosti se začne měnit v kinetickou energii. Velikost kinetické energie závisí na hmotnosti boxera, a rychlosti jeho úderu. Při nárazu do cíle se kinetická energie částečně přeměňuje na kinetickou energii soupeře a částečně na vnitřní energii útočníka i soupeře. Poměr těchto dvou forem energie závisí na druhu srážky, více viz pružné a nepružné srážky.

Ward (1992) studoval práci boků během úderu gyaku tsuki neboli reverse punch (obr. 31).



Obr. 31 Gyaku tsuki

Autoři zjistili, že nejdříve se začínají pohybovat boky, které vyvolávají rotaci trupu, na který navazuje rotace ramen. Energie vytvořená pohybem kyčlí je tak přenesena přes pružnou energii příslušných svalů až do paže a následně pěsti, kde se přenesená energie projevuje ve formě kinetické energie. Při kontaktu by naopak u účinného kopu měla být síla reakce přenesena do těla útočníka v opačném směru, tedy od pěsti přes paži, ramena a trup až ke kyčlím. Graf (obr. 32) potvrzuje následnost pohybů při útoku. Křivky znázorňují rychlosti anatomických bodů kyčle, ramene a zápěstí. Vidíme, že nejdříve roste rychlost kyčle, poté se začíná zvětšovat rychlost ramen a až nakonec narůstá rychlost zápěstí.



Obr. 32 Průběh rychlostí pohybu jednotlivých segmentů u gyaku tsuki (upraveno dle Ward, 1992)

V rámci této následnosti pohybů můžeme také zmínit Hara gei, což bychom mohli přeložit jako „umění břicha“. Jde především o filosofický a spirituální pojem, který je jedním ze základních u metod zen. Později se však touto problematikou zabývali z vědeckého hlediska K. Harumitsu a K. Hirata. Princip můžeme objasnit na základě biomechanického pohledu na tělo, které je možné členit na dva biokinematické řetězce: 1. pánev – dolní končetiny, 2. trup – horní končetiny. Tyto řetězce jsou propojeny břišní oblastí, činnost břišních svalů je proto důležitá pro jejich správnou koordinaci. Svaly břicha umožňují přeměnu kinetické energie rotačně-translačního pohybu prvního řetězce (pánev – dolní končetiny) na potenciální energii pružnosti břišních svalů a její následnou přeměnu na kinetickou rotační energii druhého řetězce (trup – horní končetiny). Můžeme to vyjádřit matematicky:

$$E_{k1} \rightarrow E_{pp} \rightarrow E_{k2}$$

$$\frac{1}{2} I_1 \omega_1^2 + m v_1^2 \rightarrow \frac{1}{2} k x^2 \rightarrow \frac{1}{2} I_2 \omega_2^2$$

Tento přenos energie přes břicho se ukazuje jako nejlepší způsob získání maximální energie druhého řetězce. Čím lépe je tato technika přenosu zvládnutá, tím ekonomičtější je provedení jak z hlediska množství pohybů, tak i z hlediska energetického.

Jinou přeměnu energie můžeme demonstrovat na příkladu pádu vpřed s převratem bez zaražení (obr. 33). Ve stoji má judista určitou polohovou potenciální energii, uvedl-li ho soupeř do pohybu, kvůli kterému musí judista provést pád, má i kinetickou energii. Se snižováním těžiště klesá polohová energie. Přitom roste rychlost pohybu a s ní narůstá kinetická energie. Během převratu se kinetická energie posuvného pohybu přeměňuje na kinetickou energii otáčivého pohybu. Při kontaktu s podložkou v průběhu převratu se část mechanické energie přeměňuje na vnitřní energii jak podložky, tak judisty. Snahou je, aby provedení pádu bylo plynulé a tak tato přeměna na vnitřní energii minimální. V okamžiku, kdy je těžiště nejnižší, je potenciální energie minimální. Poté se těžiště začíná zvedat a kinetická energie se přeměňuje zpět na potenciální energii až do okamžiku, kdy je pohyb zastaven ve vzpřímeném postoji.



Obr. 33 Kinogram pádu vpřed s převratem bez zaražení (převzato z <http://www.fsps.muni.cz/sdetmivpohode/kurzy/pady/vpred.php>)

1.7 Rotace těles

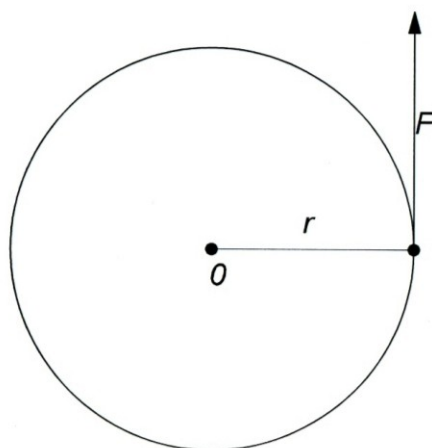
1.7.1 Moment síly

V kinematice jsme již charakterizovali otáčivý pohyb. Nyní se podíváme na tento pohyb z hlediska dynamiky. S otáčivým pohybem se v úpolových sportech a bojových uměních setkáváme v mnoha prvcích. Mnoho technik je na principech tohoto pohybu založeno, zejména v judu, ale i v karate, taekwondu, capoeiře a dalších. Na jednodušších příkladech si ukážeme, na čem závisí vznik otáčivého pohybu a jaké zákonitosti při něm platí.

Těleso je do otáčivého pohybu uvedeno působením síly mimo osu otáčení. Míru otáčivého účinku síly definuje fyzikální vektorová veličina **moment síly**. Její velikost závisí na velikosti a směru působící síly a na poloze jejího působíště (obr. 34):

$$M = F r ,$$

kde F je velikost působící síly a r kolmá vzdálenost vektorové přímky síly od osy otáčení. Tato vzdálenost se nazývá rameno síly. Směr vektoru momentu síly se určuje pravidlem pravé ruky: Zahnuté prsty pravé ruky ukazují směr otáčivého účinku síly (směr otáčení tělesa), vztyčený palec ukazuje směr momentu síly. Jednotkou je newtonmetr (N·m).



Obr. 34 Vznik momentu síly

1.7.2 Momentová věta

Někdy na těleso působí současně více sil se svými otáčivými účinky. Jejich výsledný otáčivý účinek je určen

$$\mathbf{M} = \mathbf{M}_1 + \mathbf{M}_2 + \dots + \mathbf{M}_n.$$

Výsledný moment sil současně působících na těleso se rovná vektorovému součtu jednotlivých momentů. Za určitých podmínek, kdy momenty působí různými směry, může nastat případ, kdy se otáčivé účinky vyruší. Tehdy platí **momentová věta**:

Otáčivý účinek sil působících na tuhé těleso se navzájem ruší, je-li vektorový součet momentů všech sil vzhledem k dané ose nulový.

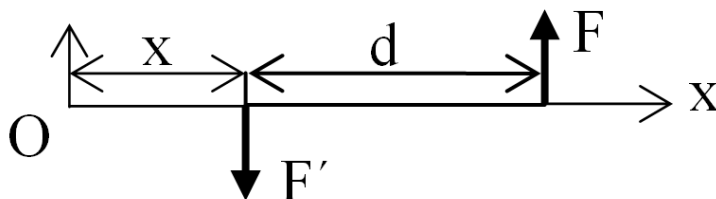
Matematicky lze tuto větu zapsat následovně:

$$\mathbf{M} = \mathbf{M}_1 + \mathbf{M}_2 + \dots + \mathbf{M}_n = \mathbf{0}.$$

Těleso pak zůstává v klidu nebo rovnoměrném otáčivém pohybu.

1.7.3 Dvojice sil

Dvojice sil je zvláštním případem působení rovnoběžných sil opačné orientace o stejné velikosti a nelze ji nahradit jedinou výslednou silou. Dvojice sil má na těleso jen otáčivý účinek, který je vyjádřen **momentem dvojice sil**.



Obr. 35 Dvojice sil

Velikost momentu dvojice sil můžeme odvodit následovně:

Moment dvojice sil je vektorovým součtem momentů sil F a F' , přičemž $F = F'$ (obr. 35).

$$D = M + M'$$

$$M = F \cdot (x+d)$$

$$M' = -F' \cdot x$$

$$D = F \cdot (x+d) - F' \cdot x = F \cdot x + F \cdot d - F \cdot x = F \cdot d$$

Velikost momentu dvojice sil je rovna součinu velikosti jedné síly a ramene dvojice sil. Moment dvojice sil je kolmý k rovině, v níž leží síly.

1.7.4 Vznik rotací v úpolových sportech

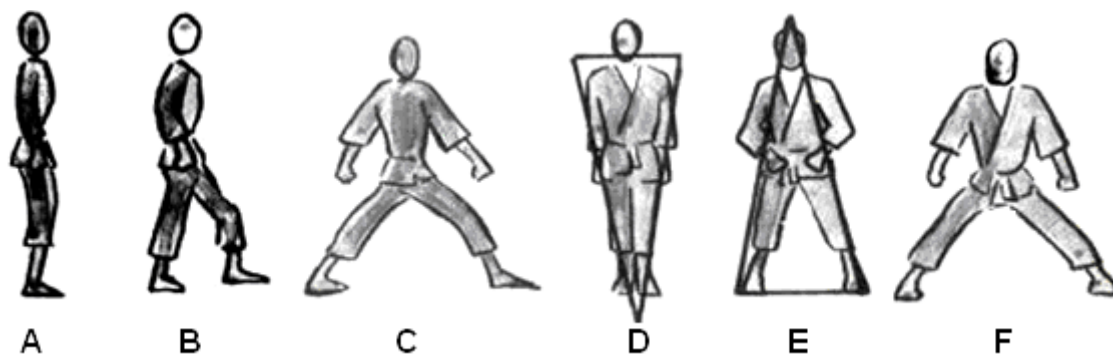
Jak víme, je to právě moment síly, který způsobuje otáčivý pohyb. V bojových uměních se toho využívá u různých přemetů, přehozů soupeře nebo u pák. Nejjednodušší je uvést tělo do rotace působením dvojice sil, kdy obě síly dávají souhlasný točivý moment dané části těla. Příkladem může být porovnání účinnosti dvojího provedení techniky stržení soupeře v judu. V jednom případě dá tori jednu nohu za nohy ukeho a tlačí do jeho ramen, působí tak silou F mimo osu otáčení, vzniká tedy moment síly. V druhém případě udělá tori v podstatě téměř to stejné, ale současně s tlakem do ramen provede i podtrnutí nohou. Nepůsobí tedy jednou silou, ale dvojicí sil, což je účinnější. Ze vztahu pro velikost otáčivého účinku vyplývá, že technika bude tím efektivnější, čím jsou působící síly dál od sebe.

Rozeberme podrobněji princip rotačních technik v judu, které tvoří základ tohoto úpolového sportu.

Podívejme se na pět základních faktorů, které mají vliv na provedení rotačních technik v judu.

1. plocha opory

U člověka je ve stoji plocha opory tvořena postavením chodidel. Rovnováha se nejlépe udržuje, když postoj není ani příliš úzký ani příliš široký a těžiště se samozřejmě nachází nad vytvořenou plochou opory. Cílem většiny technik juda je chytit soupeře tak, aby nebyl schopen dál udržet rovnováhu, ani zvětšením či změnou plochy opory. Judista na obr. 36 A a D ukazuje nejméně stabilní polohu s malou opěrnou bází, je tak snadno napadnutelný z jakékoli strany. Obrázky 36 B a E ukazují přijatelnější postoj s přiměřeným rozkročením, což umožňuje judistovi zachovat rovnováhu. Obrázky 36 C a F ukazují extrémní postoje, kdy je judista snadno zranitelný ze stran (C) nebo zepředu a ze zadu (F).



Obr. 36 Postoje judisty s rozdílnými plochami opory (Nishioka, 1969)

2. těžiště těla

Poloha těžiště, jakožto bod, kolem kterého je hmotnost těla rovnoměrně rozložena, je v mnoha technikách juda velmi podstatná. Ve většině hodů musí útočník dostat svoje těžiště co nejvíc pod těžiště soupeře. Čím se mu to lépe podaří, tím méně energie musí útočník vynaložit při daném chvatu. Jestliže je soupeř malý nebo podřepne v kolenou, musí se útočník také snížit, aby dostal těžiště soupeře nad svoje těžiště a tak bylo hod vůbec možno provést (obr. 37).



Obr. 37 Poloha těžišť toriho a ukeho při hodu (Nishioka, 1969)

V judu se techniky hodů provádějí mnohem snáz, když je soupeř nejdříve vyveden z rovnováhy, to znamená většina jeho hmotnosti je vychýlena mimo plochu opory a teprve potom začne samotný hod.

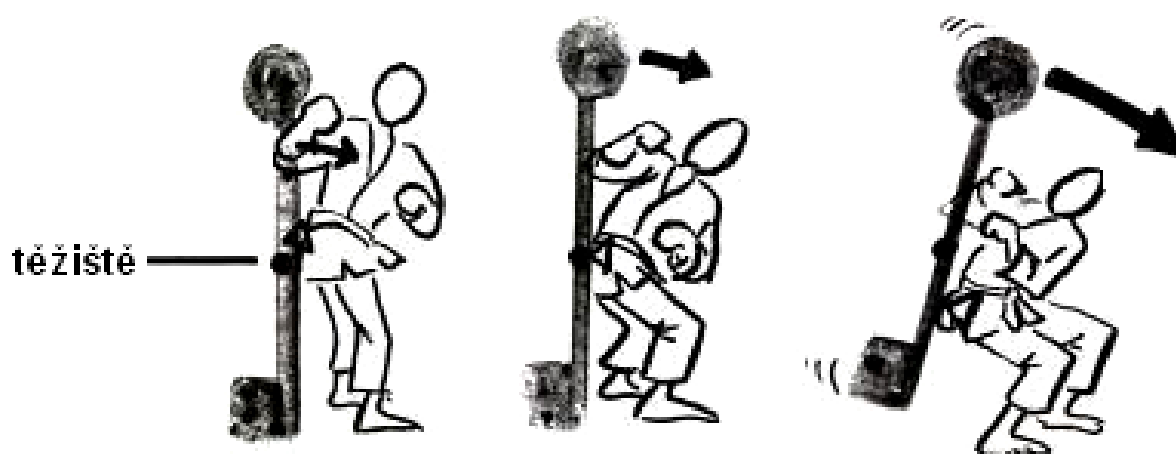
3. rovnováha

4. páka

Páka je hojně využívána k překonání velkého odporu s využitím malého množství energie.

5. Newtonovy zákony

Na kombinaci těchto pěti faktorů jsou založeny techniky juda. Při hodu jde většinou o páku, která začíná ve vertikální poloze, kdy břemeno neboli odpor tvoří dolní část těla, působí síla v horní části těla, blízko hlavy. Provedení techniky využívající boky je snazší, když jsou útočnickovy kyčle umístěny pod těžištěm soupeře a síla působí co možná nejvýš nad soupeřovým těžištěm. Jestliže je působí síla přímo nad těžištěm soupeře, musí útočník vynaložit více síly k provedení hodu (obr. 38).



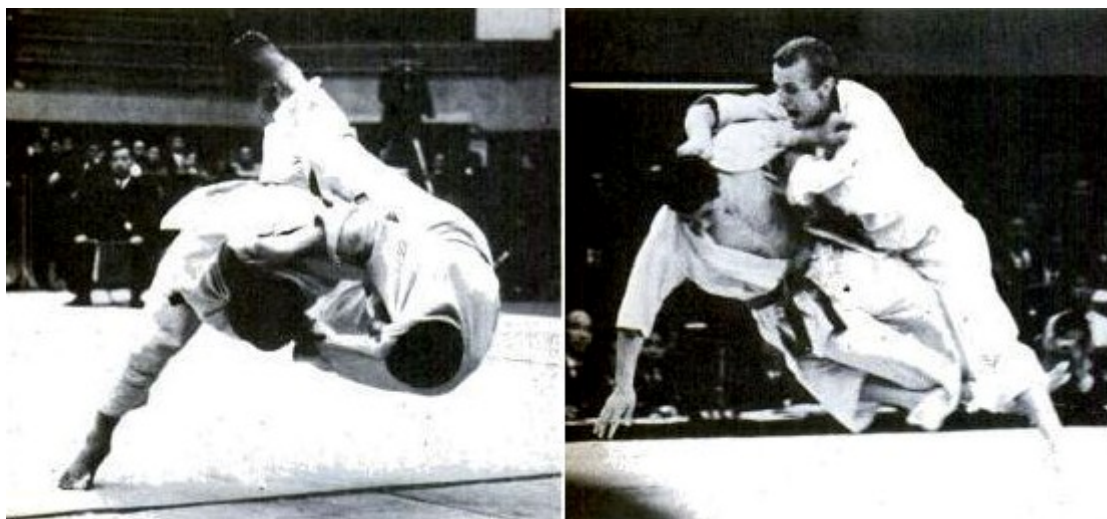
Obr. 38 Vzájemná poloha těžiště toriho a ukeho při hodů (Nishioka, 1969)

Pro provedení hodů s menším vynaložením sil je důležitá první fáze „kuzushi“ – vyvedení soupeře z rovnováhy. Toho útočník dosáhne tlačáním či tažením soupeře až do takového vychýlení, že není schopen nadále udržet rovnováhu ani krokem přizpůsobit plochu opory (obr. 39).



Obr. 39 Vychýlení soupeře z rovnováhy (Nishioka, 1969)

A právě to je nejlepší okamžik, kdy by měl útočník zahájit svůj chvat. V této chvíli totiž platí, že nakolik je poloha útočníka správná, natolik může využít gravitace ve svůj prospěch. Také je třeba si uvědomit, že se zvětšujícím se vychýlením soupeře roste otáčivý účinek gravitační síly. Co se týče útočníka, v mnoha případech při přehozu ztratí rovnováhu i on. Útočník obvykle přenesl i svou hmotnost ve směru, jakým je proveden hod, ztratí tím rovnováhu, avšak umožní mu to přehodit a zatlačit soupeře k zemi nejen činností paží, ale i hmotností těla (obr. 40).



Obr. 40 Dokončení hodu s využitím tíhové síly (Nishioka, 1969)

Rychlost je při použití technik v judu důležitá, avšak nesmí být stavěna před správné provedení chvatu. Začátečníci, ale i pokročilí judisti jdou často do techniky s velkou rychlostí, přesto nejsou schopni soupeře přehodit, jak je vidět na obrázku 41.



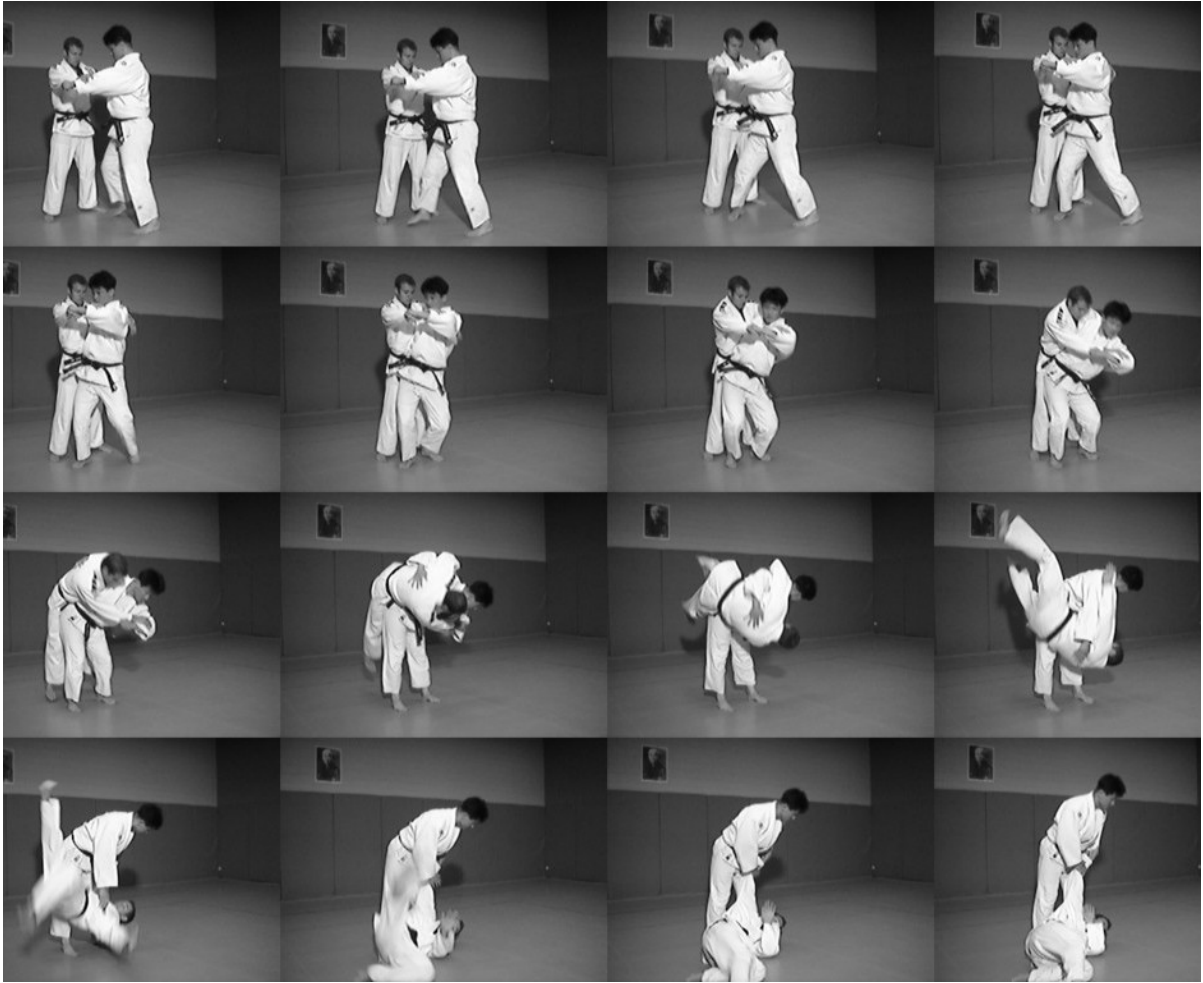
Obr. 41 Nesprávně provedená technika vedoucí k neúspěšnému hodů (Nishioka, 1969)

To ukazuje, že správná technika založená na principu vyvedení soupeře z rovnováhy a následné páky, je účinnější než nesprávná technika provedená sebe rychleji. Je tedy potřeba, aby se judista nejdříve naučil správné provedení chvatu a až po té pracoval na rychlosti.

Aplikujme podle Walkera (2002) tyto mechanické principy na tři základní chvaty juda – o goshi, o soto gari a okuri ashi baraj.

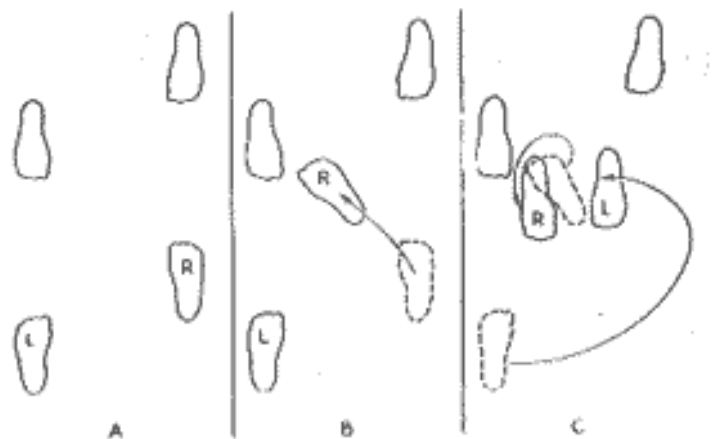
O goshi

O goshi je efektivnější a snáze aplikovatelné proti vyššímu a pomalejšímu soupeři. Jednotlivé mikrofáze této techniky ukazuje kinogram (obr. 42).



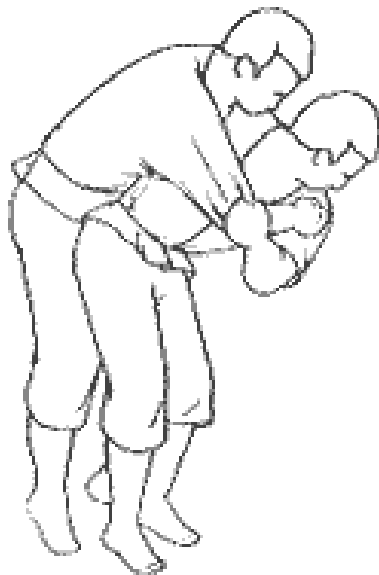
Obr. 42 Kinogram chvatu o goshi

Při tomto chvatu útočník chytí soupeře za kimono v oblasti ramen. Aby mohl provést hod, udělá krok pravou nohou mezi chodidla soupeře se současným táhnutím jeho trupu dolů a doprava (obr. 43). Hod je lépe provedený, když útočník chytí soupeře v okamžiku, kdy vykračuje pravou nohou vpřed. V této chvíli je soupeř méně stabilní, co se týče pohybu vpřed a doprava, kam je útočníkem tažen.



Obr. 43 Práce nohou při chvatu o goshi

Při kroku útočníka vpřed se hlava dostává přibližně do úrovně soupeřových ramen. Následuje rychlá rotace levým bokem vzad se současným tahem soupeře nad pravý bok, kolem kterého se soupeř otáčí (obr. 44).



Obr. 44 Fáze chvatu o goshi, kdy se útočník dostává pod soupeře

Ve sportu, kdy nejde o to zranit svého soupeře, drží útočník soupeřovo kimono i po jeho přehození. Ten pak proto dopadá na svůj levý bok a může ztlumit náraz levou paží. Tím rozloží působící sílu při dopadu na větší plochu, takže náraz není tak tvrdý, aby jej zranil. Součástí tréninku v judu je proto i osvojit si správné provedení načasování práce paží při pádech se zaražením.

Správné načasování a provedení jednotlivých mikrofází chvatu je základním předpokladem úspěchu, ale porozumění jeho fyzikální podstatě, zejména principu rotace a pohybu těžiště, je taktéž důležité. Předpokládejme, že při chvatu uvede útočník soupeřovo těžiště do pohybu směrem dopředu. I kdyby na něho útočník už dále nepůsobil, samotné gravitace by způsobila otáčení těla, které by mohlo skončit pádem. Jak již víme, otáčivý účinek síly závisí na velikosti síly a jejím rameni. Rameno síly je v tomto případě kolmá vzdálenost mezi osou otáčení, která prochází prsty nohou, a vektorem tíhové síly. Tíhová síla vychází z centrálního těžiště a její velikost závisí na hmotnosti těla. Když je soupeř ve vzpřímeném postoji, rameno síly je rovno nule. S rostoucím vychýlením roste rameno tíhové síly a s ním se zvětšuje rotace (obr. 45).



Obr. 45 Otáčivý účinek tíhové síly

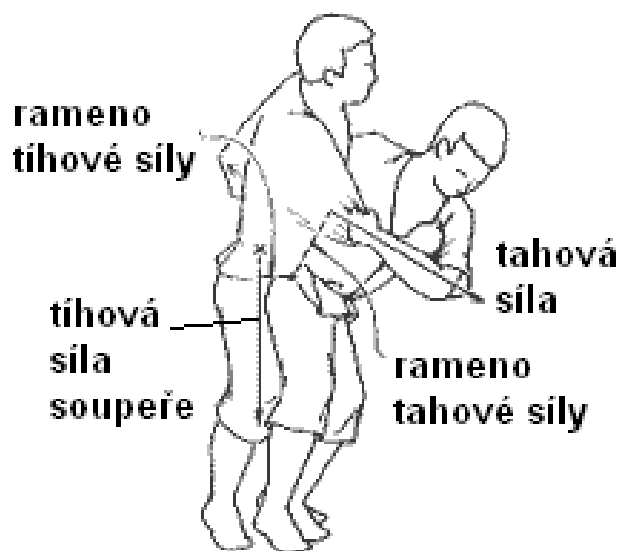
V případě, že judista táhne soupeře přímo k sobě, bude těžší vyvést ho z rovnováhy, neboť jeho těžiště se pohybuje vpřed ve směru podélné osy jeho chodidla a v tom případě je soupeř schopen udržet ztrácející rovnováhu pokrčením kolene. Judista by tak musel posunout soupeřovo těžiště o dost velkou vzdálenost, aby tím porušil jeho rovnováhu. To vyžaduje sílu a čas, soupeř tak může tomuto chvatu snadno čelit. Jednodušší způsob, kterým lze soupeře vyvést ze stabilního postoje, je táhnout ho doprava, protože v tomto směru stačí posunout těžiště o mnohem menší vzdálenost, aby se vektor tíhové síly dostal mimo plochu opory. Proti takto rychlému vyvedení z rovnováhy soupeř nejspíš nebude schopen nic dělat a tak nebude moci zabránit ani následující rotaci těla.

Táhnutí soupeře má ještě jiný význam. Ohnutím soupeřova těla přes sebe posune judista soupeřovo těžiště těla vpřed do oblasti pupku nebo dokonce mimo soupeřovo tělo. Tato poloha pomůže judistovi uvést soupeřovo tělo do rotace přes svůj pravý bok. Jakmile dojde k tomuto těsnému kontaktu, stává se novou osou otáčení pravá kyčel judisty a síla tahu vytváří nový moment síly způsobující rotaci (obr. 46).



Obr. 46 Síly při hodu přes kyčel

Jak bylo uvedeno výše, rotace můžeme vyjádřit jako součin působící síly a jejího ramene. V tomto případě je to síla tahu F , osa otáčení prochází kyčlí. Je tu však i druhý moment síly v opačném směru, a to moment tíhové síly soupeře. Ramenem tíhové síly je kolmá vzdálenost vektoru této síly od kyčle judisty. Jestliže je soupeř vzpřímený, je rameno jeho tíhové síly nenulové. Vzniká tak moment tíhové síly, který musí judista překonat, aby hod dokončil. To však vyžaduje delší čas a sílu, čímž mizí efekt překvapení rychle provedeného hodu. Špatné provedení ukazuje obrázek 47.



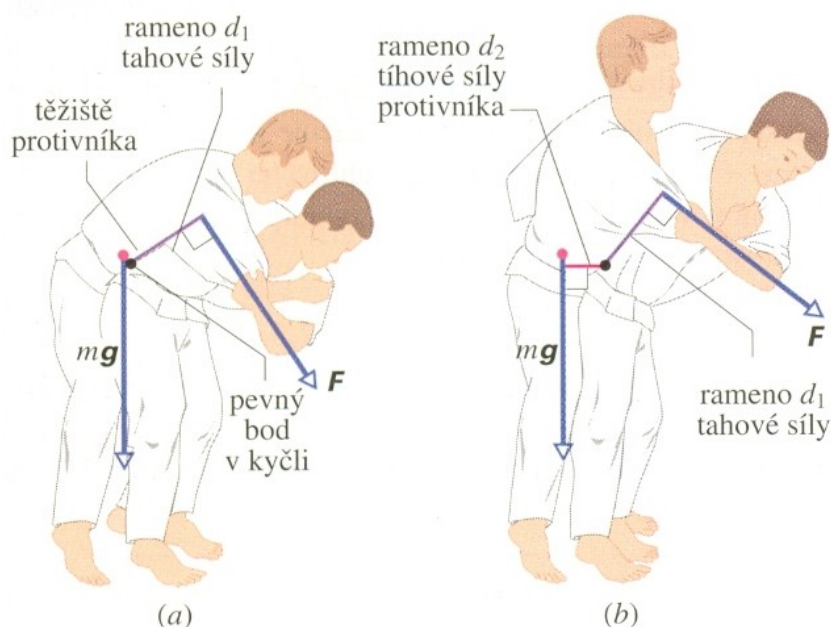
Obr. 47 Špatné provedení hodu

Když je hod proveden správně, judista posunem soupeřova těžiště vpřed k jeho pupku zmenšuje rameno tíhové síly. Vznikají tak podmínky pro snazší přehození soupeře přes bok. Tento chvat se provádí lépe, je-li soupeř vyšší než judista. Za prvé tak judista snáze dostane svůj bok pod soupeřovo těžiště a ohne ho přes sebe. Za druhé rameno páky tahové síly F je u vyššího soupeře delší, což umožňuje vznik většího otáčivého účinku.

Ukažme si u tohoto chvatu, jak můžeme konkretizovat jednotlivé proměnné a matematicky s nimi počítat (převzato od Halliday a kol., 2000):

Judista uchopí svého soka za oděv na rameni a snaží se jej otočit kolem svého těla. Přitom na něj působí silou F . Osou otáčení je spojnice ramenního a kyčelního kloubu judisty. Rameno působící síly vzhledem k této ose má v běžných situacích velikost $d_1 = 30$ cm. Předpokládejme, že judista udělí soupeři úhlové zrychlení $6 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-2}$ ve směru otáčení hodinových ručiček. Moment setrvačnosti J soupeře vzhledem k ose otáčení je zhruba $15 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$. Porovnejme velikost potřebné síly při správném a špatném provedení tohoto chvatu, má-li soupeř hmotnost 80 kg .

Nejdříve určíme velikost síly F za předpokladu, že judista těsně před provedením chvatu posune soupeřovo těžiště těsně nad svůj kyčelní kloub. Leží-li těžiště soupeře na ose rotace vedené kyčelním kloubem judisty, je moment tíhové síly působící na soupeře vzhledem k ose otáčení nulový (obr. 48).



Obr. 48 Správně (a) a nesprávně (b) provedený chvat v judu (převzato od Halliday a kol., 2000)

Jediným nenulovým momentem, který má vliv na pohyb soupeře, je moment síly F .

Můžeme ho vyjádřit $M = d_1 F = J\varepsilon$.

$$\text{Odtud } F = \frac{J\varepsilon}{d_1} = \frac{15 \cdot 6}{0,30} = 300 \text{ N} .$$

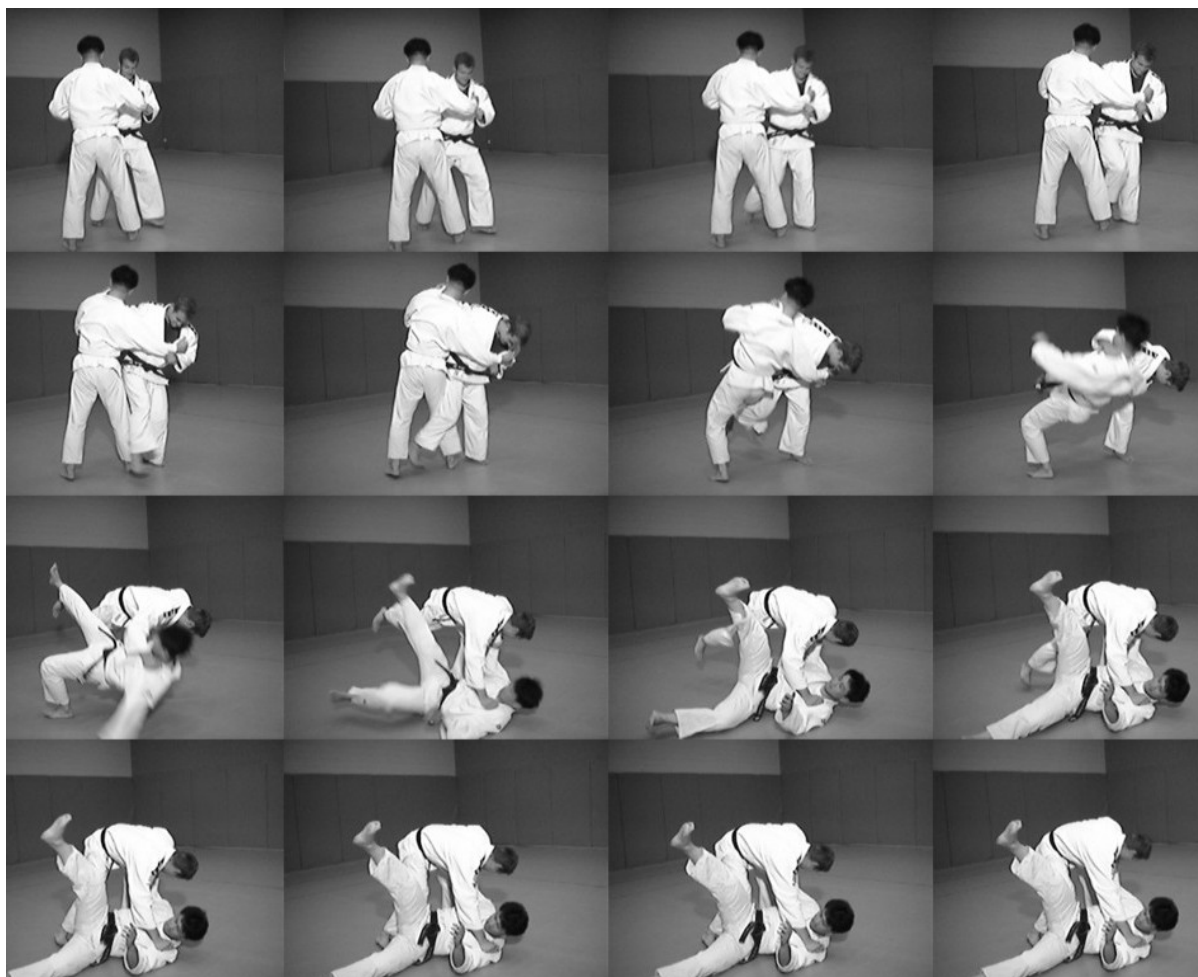
Při špatném provedení zůstane soupeř vzpřímen, takže rameno tíhové síly vzhledem k ose otáčení již není nulové (obr. 48b). Počítejme, že jeho velikost $d_2 = 0,12$ m. Jak velká síla musí být za těchto podmínek? Směr momentu tíhové síly je opačný než směr momentu síly F . Výsledný moment síly tedy je $M = M_F - M_{F_g} = d_1 F - d_2 F_g = d_1 F - d_2 mg = J\varepsilon$.

$$\text{Odtud } F = \frac{J\varepsilon + d_2 mg}{d_1} = \frac{15 \cdot 6 + 0,12 \cdot 80 \cdot 9,81}{0,30} = 513,3 \text{ N}.$$

Z výsledků vidíme, jak důležitá je příprava judisty na provedení chvatu. Pokud se mu nepodaří v přípravné fázi posunout soupeřovo těžiště nad svou kyčel, musí při chvatu vynaložit mnohem více síly.

O soto gari

Objasněme rotační pohyb u chvatu o soto gari (obr. 49).



Obr. 49 Kinogram chvatu o soto gari

Když soupeř udělá krok vzad levou nohou, judista přemístí svou pravou nohu za pravou nohu soupeře a tlačí na ni. Současně táhne soupeře do zadu směrem nad jeho pravou nohu, takže se jeho tělo dostává do záklonu. Soupeř se tak nachází v nestabilní poloze, protože je jeho těžiště přesunuto za pravou nohu, vektor tíhové síly prochází podložkou mimo plochu opory. Soupeř nemůže tomuto vyvedení rovnováhy zabránit posunutím pravé nohy a vytvořením nové opěrné báze, jednak protože tomu brání judistova pravá noha, jednak protože je tažen dolů. Chvat je pak dokončen rotací soupeřova těla kolem osy otáčení procházející jeho chodidly, především pravým. Na rotaci se podílí i otáčivý účinek soupeřovy vlastní tíhy (obr. 50).



Obr. 50 Fáze dokončení chvatu o soto gari

Rameno tíhové síly je rovno vzdálenosti mezi osou otáčení a vektorem tíhové síly (obr. 51). V této pozici má judista soupeře dobře nachystaného na dokončení hodu. Tlakem pravé dolní končetiny odstraní část soupeřovy plochy opory a použije tak další rotační moment, aby soupeře rychle shodil na zem. Judista může pokračovat v hodu zvednutím své pravé dolní končetiny se současným tahem paží. Tyto dva momenty ústí v otáčivý pohyb kolem osy otáčení procházející judistovou pravou dolní končetinou. I kdyby však už judista nepokračoval v tahu pažemi po zvednutí pravé dolní končetiny, soupeř by se otočil a spadl na zem díky rotačnímu momentu tíhové síly vycházející z vychýleného těžiště. Tah pažemi však vytváří další moment síly, což rotaci těla urychluje.



Obr. 51 Síly u hodu o soto gari

Okuri Ashi Barai

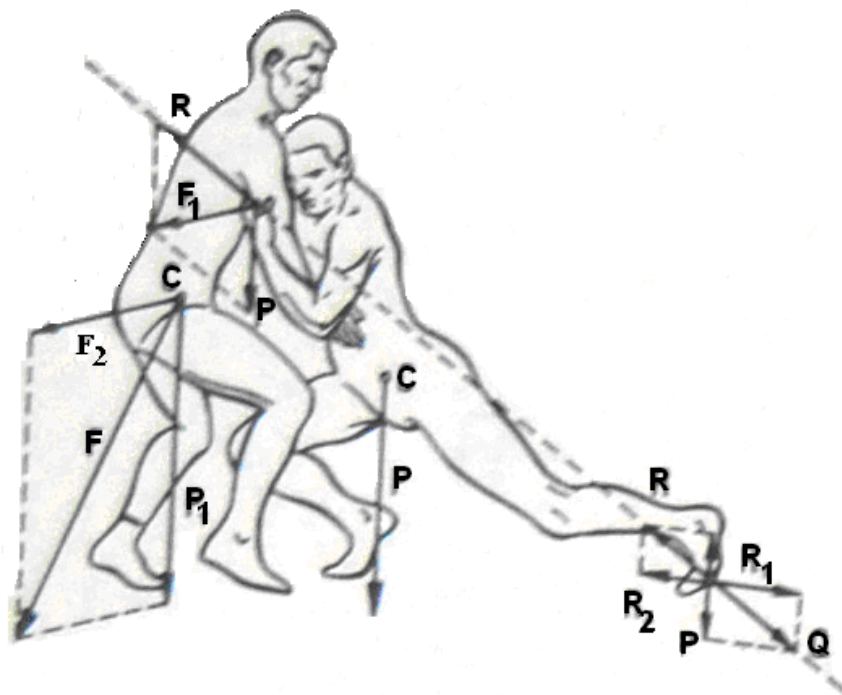


Obr. 52 Kinogram chvatu okuri ashi barai

Při chvatu Okuri Ashi Barai (obr. 52) judista odstraňuje soupeřovu plochu opory obdobným způsobem jako u o soto gari. Když se soupeř při kroku pravou nohou dopředu či dozadu chystá přenést na ni část své hmotnosti, judista mu ji svou levou dolní končetinou podrazí těsně nad kotníkem. Současně táhne horní část jeho těla v původním směru jeho pohybu, soupeř mu tak tedy nemůže klást odpor. Vektor tíhové síly vytváří otáčivý pohyb, který umocňuje moment síly tahu paží. Osa otáčení prochází místem kontaktu soupeřova levého chodidla s podložkou.

V zápase se ke složení protivníka na zem nejčastěji využívá působení dvojice sil, která uvede soupeře do rotačního pohybu kolem osy procházející příčně jeho chodidly. Jak víme, otáčivý účinek závisí na velikosti sil a na jejich kolmé vzdálenosti, tedy na rameni. K otáčivému pohybu dojde v okamžiku, kdy působící momenty sil útočnicka jsou větší než momenty svalových sil obránce v opačném směru. Podívejme se konkrétně na chvat, kdy se zápasník snaží působením dvojice sil shodit dozadu. Zápasník pažemi táhne k sobě stehna soupeře a rameny ho energicky tlačí v opačném směru. Sílu F_1 vytváří svaly paží. Paralelní síla F_2 je výslednicí horizontálního tlaku ramen a vertikální tíhové síly, která se na přetočení soupeře podílí od okamžiku, kdy se její těžiště dostane mimo plochu opory. Čím bude kolmá vzdálenost těchto dvou sil větší, tím bude chvat účinnější. Při správném provedení této techniky se soupeř přetočí kolem osy procházející příčně někde na spojnici těchto dvou sil a padá vzad.

V řecko-římském zápase můžeme vidět následující úchop – protivník stojí v čelném postavení poměrně vzpřímený, útočník proti němu tlačí hrudníkem vzad a dolů (obr. 53).



Obr. 53 Síly při úchopu v zápase

Tento tlak hrudníkem je podmíněn pevnou oporou podložky. Čím větší je síla, kterou působí útočník na soupeře, tím větší je i tlaková síla, kterou působí zanožená dolní končetina do podložky. Současně s ní vzniká stejně velká síla reakce podložky R zanožené dolní končetiny útočníka, která je výslednicí horizontální a vertikální složky reakce. Tuto sílu můžeme přes zpevněné tělo útočníka přenést do místa kontaktu se soupeřem a je to právě tato síla, která ho tlačí vzad. Kromě této síly působí na horní část těla soupeře ještě tíhová síla těchto jeho segmentů, dostáváme tak výslednici F_1 , která působí na rameni r a způsobuje otáčení soupeře kolem osy procházející místem kontaktu jeho chodidel s podložkou. Jakmile se těžiště obránce dostane mimo plochu opory, na otáčivém pohybu směrem vzad se začíná podílet i tíhová síla soupeře vycházející z jeho těžiště.

Techniky založené na pákovém principu

Momentu sil se také využívá u technik znehybnění, jejichž princip je založen na pákovém mechanismu. Pákou rozumíme silové působení na kloub partnera za běžný rozsah, kterým mu způsobujeme bolest. Pákou můžeme silně poškodit zmíněný kloub a tím útočníka přímo vyřadit z boje. Pákou můžeme ale partnera jen dovést či hodit na zem a tam ho znehybnit a kontrolovat. Pokročilejší cvičenci používají páky ke kontrole partnera i ve stoje - útočník, který při nasazené páce pokračuje v útoku, si zpravidla páku "sám utahuje". Zápasník se musí snažit zvětšit páky neboli ramena sil, na kterých působí svými silami a současně zmenšit páky na kterých působí soupeř, aby zmenšil otáčivé účinky jeho silového působení.

Existují dva základní druhy pákového mechanismu: Jednozvrtná a dvojzvrtná páka. Podle vzájemné polohy působící síly (svalové), břemene (tíhová síla) a osy otáčení také

rozeznáváme páky prvního, druhého a třetího stupně.

Páka prvního stupně (dvojzvrtná) má osu otáčení mezi vektorem svalové síly a vektorem tíhové síly. Bývá nazývána pákou rovnováhy. Příkladem je chvat na obrázku 54.



Obr. 54 Páka prvního stupně

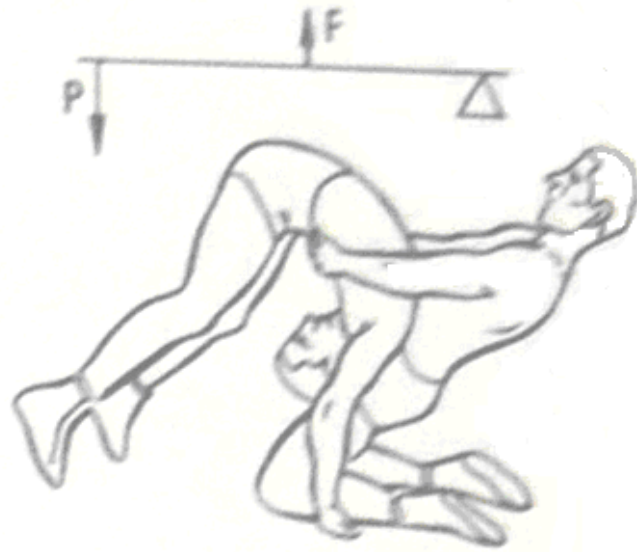
Páka druhého stupně (jednozvrtná) má vektor břemena mezi opěrným bodem a vektorem působící svalové síly. Rameno síly je delší než rameno břemena. Můžeme konstatovat, že ve statické poloze je svalová síla tolikrát menší než tíhová síla, kolikrát je rameno svalové síly větší než rameno síly tíhové. Bývá nazývána pákou úspory. Tato páka je součástí mnoha chvatů, příkladem je obrázek 55.



Obr. 55 Páka druhého stupně

Páka třetího stupně (jednozvrtná) má rameno síly kratší než rameno břemena. Síla na této páce působí mezi opěrným bodem a břemenem. Vzhledem k poměru ramen sil je podmínkou

statické polohy větší svalová síla než tíhová síla břemene. Bývá nazývána pákou síly a rychlosti. Příkladem je chvat na obrázku 56.

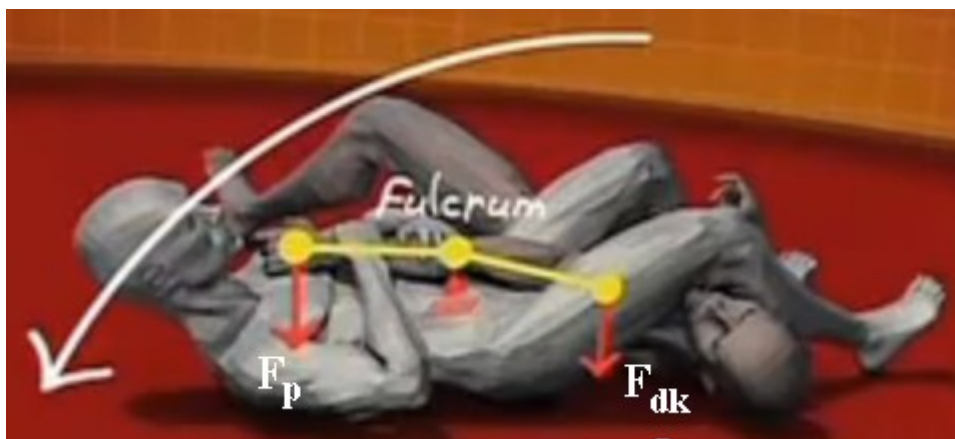


Obr. 56 Páka třetího stupně

Techniky znehybnění – juji gatame

Většina technik znehybnění znamená s využitím své hmotnosti držet soupeře na podložce tak, aby se nemohl převrátit ani zvednout, i kdyby byl silnější než útočník. Tyto techniky můžeme rozdělit na techniky držení, škrcení a páčení. Jednou z nejsilnějších pák paže v judu je chvat juji gatame (obrázek 57), kdy je část hmotnosti judisty rozmístěna na horní části soupeřova těla. Nejen že tento chvat zabráni soupeři vstát, ale ze strachu před zlomením paže mu ani nedovolí pohnout se. Při chvatu leží soupeř na zádech a útočník drží oběma rukama jeho paži, která prochází loktem dolů mezi útočnickovými dolními končetinami. Těmi znehybňuje i horní část soupeřova těla, zejména rameno. Při chvatu juji gatame dochází k páčení natažené paže přes útočnickovo břicho, kdy i jemný tlak na soupeřovo zápěstí způsobuje velký otáčivý moment. Osou otáčení je páčený loket. Soupeř se nemůže posadit, protože hmotnost útočnickova těla vytváří obrovský otáčivý moment na jeho trup. Ani snahy odporovat této páce činností svalů ramenního kloubu nejsou účinné. V této pozici mají velmi malé rameno síly, takže nejsou schopny nasazenou páku překonat, i kdyby byl soupeř velmi dobře silově vybaven. Výsledný moment síly M způsobující otáčení v loketním kloubu je tedy součtem momentu síly paží F_p působících na předloktí a momentu síly dolních končetin F_{dk} působících na paži v blízkosti ramene (obr. 58). Matematicky to vyjádříme:

$$M = F_p r_p + F_{dk} r_{dk} .$$



Obr. 58 Technika znehybnění - juji gatame

(převzato z <http://www.youtube.com/watch?v=oRWaVjrAjn>)

1.7.5 Moment setrvačnosti

Moment setrvačnosti je skalární fyzikální veličina, která charakterizuje rozložení látky v tělese vzhledem k ose otáčení, vyjadřuje tedy míru setrvačnosti tělesa při otáčivém pohybu. Rotující těleso má tím větší setrvačnost, čím má větší hmotnost a čím je tato látka tělesa dál od osy otáčení. Moment setrvačnosti je dán vztahem:

$$J = m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + \dots + m_n r_n^2,$$

kde m_1, m_2, \dots, m_n jsou hmotnosti jednotlivých bodů, z nichž se těleso skládá a r_1, r_2, \dots, r_n vzdálenosti bodů od osy otáčení. Jednotkou je kilogram metr na druhou ($\text{kg} \cdot \text{m}^2$).

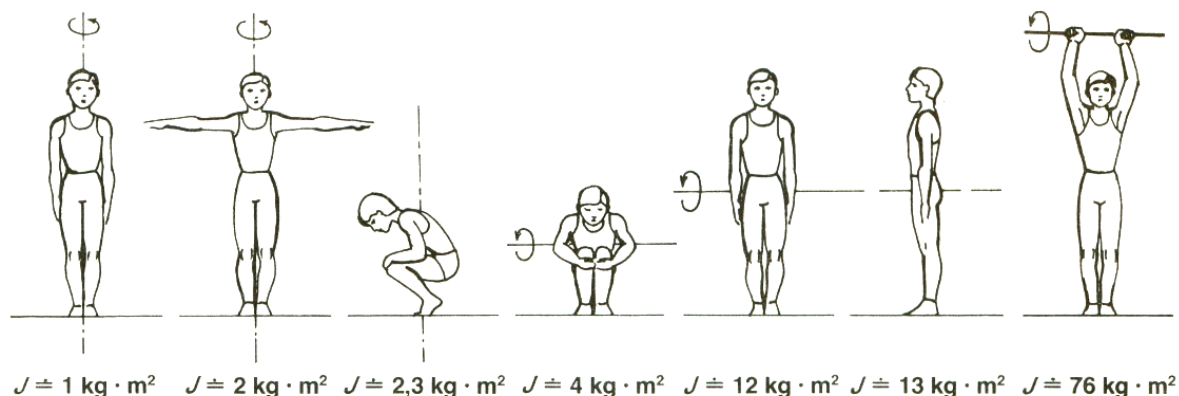
Díky tomu, že lidské tělo často mění vzájemnou polohu segmentů během pohybu, mění se tím rozložení hmoty vzhledem k dané ose otáčení. I když se tedy osa otáčení nemění, s pohybem jednotlivých segmentů se může měnit velikost celkového momentu setrvačnosti těla.

Nejmenší moment setrvačnosti je vždy ten, který vztahujeme k ose otáčení procházející těžištěm tělesa. Velikost momentu setrvačnosti vzhledem k rovnoběžné ose, ležící ve vzdálenosti a od osy procházející těžištěm určíme pomocí **Steinerovy věty**:

$$J = J_0 + ma^2,$$

kde m je hmotnost tělesa.

Obrázek 59 ukazuje několik základních poloh lidského těla s hodnotami momentů setrvačnosti.



Obr. 59 Momenty setrvačnosti lidského těla (dle Hochmuta, 1974 a Donského, Zaciorského, 1979 in Karas a kol., 1990)

1.7.6 Energie otáčivého pohybu

Víme, že těleso o hmotnosti m , které koná posuvný pohyb, má kinetickou energii

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2.$$

Kinetickou energii však má také těleso, které se otáčí s úhlovou rychlostí ω vzhledem k dané ose. Matematickými úpravami získáváme vztah pro **kinetickou energii tělesa při otáčivém pohybu**:

$$E_k = \frac{1}{2}J\omega^2,$$

kde J je moment setrvačnosti.

Koná-li těleso současně posuvný i otáčivý pohyb, je **celková kinetická energie** tělesa rovna jejich součtu:

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2 + \frac{1}{2}J\omega^2.$$

Některé kopy s výskokem nebo akrobatické prvky jsou příkladem pohybové struktury složené jak z posuvného, tak i rotačního pohybu. Uvedme jako příklad pro jednoduché a srozumitelné vysvětlení salto vpřed, které se v některých bojových uměních objevuje v různých obměnách. Při saltu se těžiště sportovce pohybuje v letové fázi po křivce šikmého vrhu vzhůru a současně jeho tělo rotuje kolem volné osy otáčení procházející jeho těžištěm. Celková kinetická energie je tedy rovna součtu kinetické energie posuvného a otáčivého pohybu, jak výše matematicky vyjadřuje uvedený vztah.

Taktéž zde platí **zákon zachování energie**, do něhož zahrnujeme přeměny i na kinetickou energii otáčivého pohybu. Vraťme se k příkladu salta vpřed, přičemž zanedbáme přeměny na vnitřní energii. Sportovec při rozběhu či nároku získává kinetickou energii posuvného pohybu, která je těsně před odrazem největší. V odrazové fázi se tato energie

částečně přemění na potenciální energii pružnosti svalů dolních končetin, které se na odraze podílejí. Odrazová fáze probíhá tak, aby způsobila rotaci těla sportovce. Po dokončení odrazu má tedy jeho tělo kinetickou energii posuvného pohybu, protože těžiště se pohybuje po parabolické křivce, a kinetickou energii otáčivého pohybu díky rotaci těla kolem příčné osy procházející těžištěm v letové fázi. S rostoucí výškou těžiště se kinetická energie posuvného pohybu částečně přeměňuje na potenciální polohovou energii, když pak tělo klesá, dochází k opačné přeměně. Při doskoku, kdy sportovec musí zastavit svůj pohyb, se jeho pohybová energie přeměňuje na potenciální energii pružnosti svalů a následně na vnitřní energii sportovce i podložky, což v této fázi již zanedbat nemůžeme.

1.7.7 Moment hybnosti (točivost)

Moment hybnosti je vektorová fyzikální veličina, která bývá nazývána též točivost. Charakterizuje pohybový stav otáčejícího se tělesa, je tedy obdobou hybnosti u posuvného pohybu. Moment hybnosti se nejčastěji značí L , jeho jednotkou je kilogram metr na druhou za sekundu ($\text{kg}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$).

Moment hybnosti je určen vektorovým součinem:

$$L = r \times p ,$$

kde r je polohový vektor a p hybnost. Moment hybnosti však můžeme také určit pomocí momentu setrvačnosti J a úhlové rychlosti ω :

$$L = J\omega .$$

Platnost tohoto vztahu dokládáme matematickým odvozením:

$$L = r p = r m v = m r^2 \omega = J\omega .$$

1.7.8 2. Impulsová věta, zákon zachování momentu hybnosti

Působí-li na těleso moment síly M , dochází na základě 2. Newtonova zákona ke změnám momentu hybnosti L . Matematicky tuto skutečnost vyjádříme:

$$M = \frac{\Delta L}{\Delta t} .$$

Po rozepsání můžeme též psát:

$$M t = \Delta L .$$

Levá strana rovnice vyjadřuje impuls momentu síly, neboli rotační impuls, pravá strana je moment hybnosti získaný působením vnější síly na nějakém rameni. Příkladem je salto vpřed, kdy ve fázi odrazu působí po nějakou dobu t moment síly M a jako časový účinek vzniká otáčivý pohyb, tělo má tedy určitou točivost.

Otáčivý účinek tedy vzniká pouze působením vnější síly. Platí tudíž zákonitost, že u lidského těla nemůžeme za letu pouhým působením vnitřních sil přivodit trvalé otáčení.

Tento poznatek shrnuje **2. Impulsová věta**:

Časová změna momentu hybnosti tělesa je rovna výslednému momentu síly působící na těleso.

Odtud vyplývá velmi důležitý důsledek – **zákon zachování momentu hybnosti**. Stejně jako zákon zachování hybnosti lze i tento zákon zachování odvodit z 3. Newtonova zákona.

Formulujeme ho následovně:

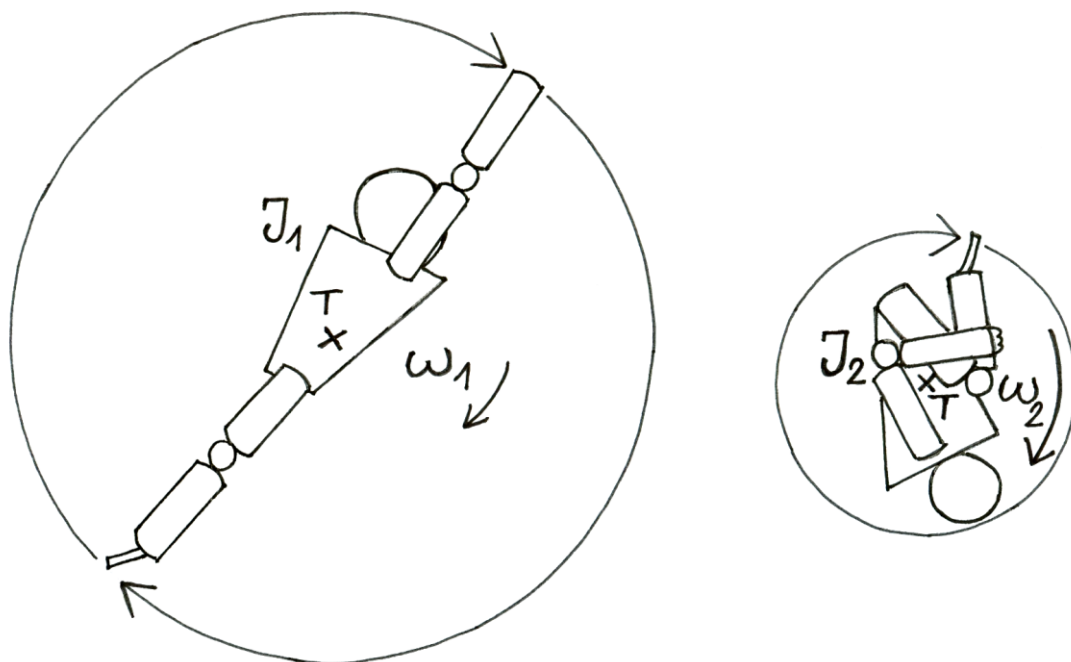
Je-li vzhledem k některému bodu soustavy výsledný moment vnějších sil působících na danou soustavu nulový, pak celkový moment hybnosti vzhledem k uvažovanému bodu se zachovává.

Zákon zachování momentu hybnosti tedy říká, že v izolované soustavě se celkový moment hybnosti s časem nemění.

Podívejme se na konkrétní důsledky tohoto zákona při tělesných cvičeních, kdy změnami momentu setrvačnosti těla můžeme regulovat rychlost otáčení. Vraťme se ještě jednou k saltu. Při odrazu získal sportovec moment hybnosti

$$L = J\omega ,$$

který už v letové fázi nemůže měnit. Určitými pohyby však může měnit poměr jednotlivých složek točivosti J a ω . Čím se sportovec v saltu víc sbalí, tím víc přiblíží hmotu svého těla k ose otáčení, tudíž zmenší moment setrvačnosti J . Kolikrát se zmenší tento parametr, tolikrát se zvětší úhlová rychlost otáčení ω , protože součin $J\omega$ vyjadřující moment hybnosti musí mít konstantní hodnotu (obr. 60). Podmínkou je, aby pohyb sbalení proběhl ve stejném směru, jako je směr otáčení celého těla.

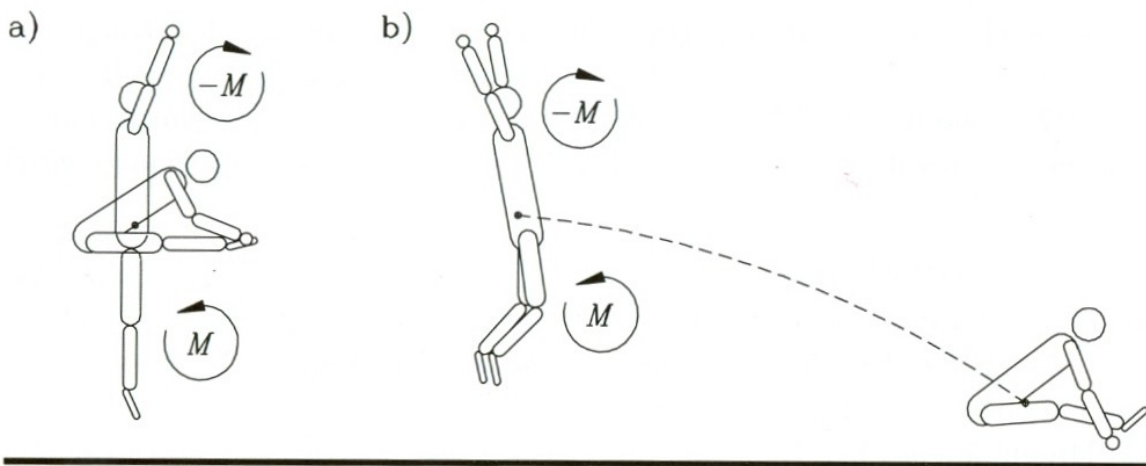


Obr. 60 Zákon zachování momentu hybnosti u salta

Zákon zachování momentu hybnosti tyto změny matematicky vyjadřuje:

$$L_1 = L_2 , \text{ tedy } J_1\omega_1 = J_2\omega_2 .$$

Uvedli jsme příklady, kdy pohyby způsobující změny momentu setrvačnosti probíhaly ve stejném směru, jako byl směr získané točivosti. Setkáváme se však i s jinými případy. Již výše u zákona zachování hybnosti jsme uvedli, že v bezoporové fázi pohybu vnitřní síly nemají vliv na změnu dráhy nebo na změnu rychlosti těžiště. Zmínili jsme, že pohyb jednoho segmentu těla v bezoporové fázi pohybu vyvolá pohyb jiného segmentu těla opačným směrem. To znamená, že součet všech impulsů vnitřních sil v izolované soustavě (čímž tělo volně se pohybující v prostoru je) je vždy rovný nule. Je to aplikace zákona akce a reakce. Uvedme příklad. Jestliže ve výskoku již v letové fázi sportovec přednoží, vzniká otáčivý pohyb kolem osy procházející kyčelními klouby, tedy impuls momentu síly M je akcí. Jako reakce vzniká stejně velký impuls opačného směru $-M$, který se projeví otáčivým pohybem jiného segmentu, v tomto případě je to pohyb horních končetin do předpažení současně s předklonem trupu (obr. 61).



Obr. 61 Zákon zachování momentu hybnosti (převzato od Kassat, 1993)

Konkrétním příkladem této platnosti v úpolech může být „double front kick break“ (obr. 62).



Obr. 62 Double front kick break

Bodem, ke kterému se tyto pohyby vztahují, je vždy těžiště. Na základě vztahu mezi impulsem momentu síly a momentem hybnosti platí také

$$\mathbf{J}_1 \boldsymbol{\omega}_1 = - \mathbf{J}_2 \boldsymbol{\omega}_2 .$$

Odtud dostáváme

$$\mathbf{J}_1 \boldsymbol{\omega}_1 + \mathbf{J}_2 \boldsymbol{\omega}_2 = 0 .$$

Tento vztah potvrzuje platnost již uvedeného tvrzení, že v izolované soustavě zůstává součet momentů hybností roven nule (tzn., v letové fázi nemůžeme žádnými pohyby dát vznik trvalému otáčení těla), může se pouze zvětšovat moment hybnosti určitých segmentů na úkor segmentů jiných.

Rotační pohyb těla na místě a přenosy rotačních momentů jsou v judu nazývány Tai Sabaki. Z biomechanického pohledu mohou být tyto pohyby rozděleny na pohyby se zachováním momentu hybnosti a s variabilním momentem hybnosti. V prvním případě působí na systém pouze vnitřní síly, v druhém případě jsou tu i vnější síly způsobující rotace.

Vzpomeňme, že platí $F = \frac{mv^2}{r} = mr\omega = \frac{mr^2\omega}{r} = \frac{I\omega}{r}$. Zvýšení rychlosti rotace je z fyziologického hlediska podmíněno zvýšením napětí agonistických svalů způsobujících rotaci a současným snížením napětí antagonistů. Ze zákona zachování momentu hybnosti vyplývá, že úhlovou rychlost je možné zvětšit zmenšením momentu setrvačnosti.

Moment hybnosti, jakožto schopnost tělesa zachovat otáčivý pohyb, je důležitou proměnnou u kopů s rotací celého těla. Moment hybnosti se v izolované soustavě zachovává. To pro praxi znamená, že polohou těla můžeme ovlivnit rychlost rotace. Jak tuto zákonitost můžeme aplikovat na techniky bojových umění. Vzpomeňme si, jak důležitou roli hraje zrychlení. Takto je možné vhodnými pohyby segmentů těla rychle měnit rychlost. Jestliže začnete rotaci s dolními i horními končetinami daleko od těla a pak je náhle přitáhnete,

začnete rotovat mnohem rychleji. Tak například, z otevřeného postoje můžete v kung fu provést kop zvaný beduín, známý též jako butterfly kick (obr. 63). Soupeř si bude myslet, že má dostatek času, aby provedl obloukový kop. Když však útočník náhle přitáhne končetiny k tělu, zrychlí svou rotaci natolik, že je schopen zasáhnout soupeře dřív, než to čekal.



Obr. 63 Butterfly kick

Tato změna úhlové rychlosti na základě změny momentu setrvačnosti je rozhodující i u dalších u obtížnějších kopů jako např. 540 Round House (obr. 64).



Obr. 64 540 round house kick

Porovnáme-li vzorce pro posuvný a otáčivý pohyb tělesa, vidíme jistou analogii. Hmotnost m u posuvného pohybu je nahrazena momentem setrvačnosti J u pohybu otáčivého, stejně tak rychlost v je nahrazena úhlovou rychlostí ω , zrychlení a úhlovým zrychlením ε , síla F momentem síly M , hybnost p momentem hybnosti L . Přehled ukazuje následující tabulka 3.

Tab. 3 Analogie vzorců pro posuvný a otáčivý pohyb

posuvný pohyb		otáčivý pohyb	
dráha	s	úhlová dráha	φ
rychlost	v	úhlová rychlost	ω
zrychlení	a	úhlové zrychlení	ε
hmotnost	m	moment setrvačnosti	J
síla	F	moment síly	$M = r \times F$

1. impulzová věta	$ma = \sum F$	2. impulzová věta	$J\varepsilon = \sum M$
kinetická energie	$\frac{1}{2}mv^2$	kinetická energie	$\frac{1}{2}J\omega^2$

1.8 Rovnováha

1.8.1 Statická rovnováha

Udržování a obnovování statické i dynamické rovnováhy sebe samého a vyvedení z rovnováhy soupeře patří mezi základní schopnosti nezbytné pro úspěšnost jakékoliv bojové techniky. Rovnováhu můžeme rozdělit na statickou, kdy jde o udržení rovnováhy v klidu a na rovnováhu dynamickou, tedy v průběhu pohybu. Můžeme říct, že u lidského těla absolutní statická rovnováha neexistuje, každá poloha či pohyb je neustálým procesem obnovování rovnováhy prostřednictvím korekčních pohybů. Už jen procesy probíhající uvnitř těla, např. dýchání, činnost krevního oběhu, mírně vychylují tělo z dané polohy. S jistým zjednodušením však budeme považovat klidové polohy za statické.

Těleso se nachází ve statické rovnováze, jestliže se pohybové účinky působících sil ruší a těleso setrvává v klidu. Z biomechanického hlediska je tělo v rovnovážné poloze, splňuje-li dvě následující podmínky:

Výslednice všech sil, které na těleso působí, je nulová:

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2 + \dots + \mathbf{F}_n = \mathbf{0} .$$

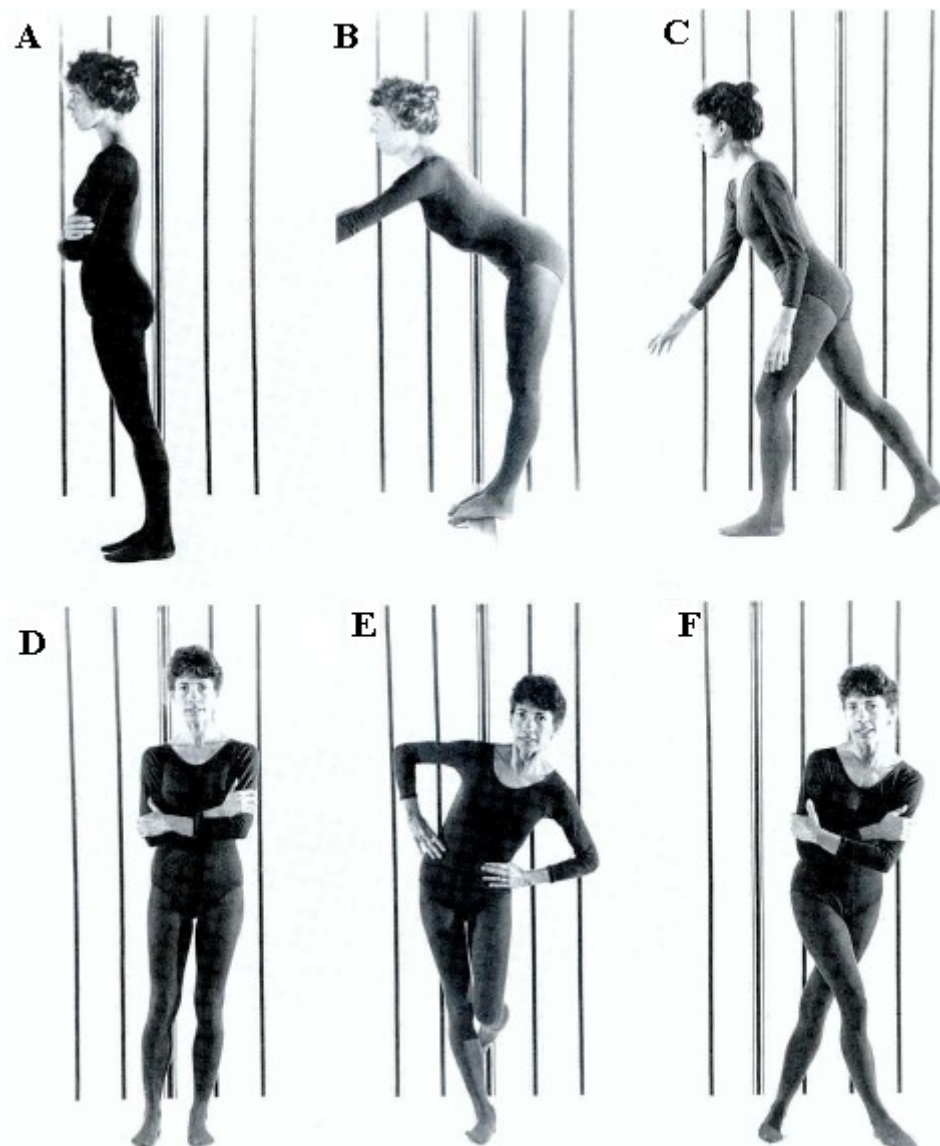
Výsledný moment sil (vzhledem k libovolné ose) působících na těleso je nulový:

$$\mathbf{M} = \mathbf{M}_1 + \mathbf{M}_2 + \dots + \mathbf{M}_n = \mathbf{0} .$$

Jestliže tedy na těleso působí v jednom bodě dvě stejně velké síly opačného směru, nastane rovnováha. Pro pohyb tělesa, u něhož jsou síly v rovnováze, platí první pohybový zákon. Těleso, u kterého jsou síly v rovnováze (= není nuceno vnějšími silami...) a které se nepohybuje (setrvává v klidu), musí zaujímat některou z rovnovážných poloh.

Aby byl člověk v rovnovážné poloze, musí vektor výslednice působících sil procházet plochou opory. Z toho pro praxi vyplývá následující. Jestliže člověk pohne jednou částí těla určitým směrem, má obecně několik možností, jak tento přenos určité části hmotnosti vyrovnat, aby zůstal v rovnovážné poloze. Je důležité si uvědomit, že udržování těla ve statické poloze je neustálým procesem obnovování rovnováhy prostřednictvím korekčních pohybů. Proto tyto pohyby nechápeme jako rušivé. Snahou však je, aby tyto korekční pohyby měly minimální rozsah. Jejich prostřednictvím můžeme eliminovat rozsah a přenos skutečně rušivých pohybů na další segmenty těla, především pak na těžiště.

Na pohybový aparát se můžeme dívat jako na soustavu inverzních kyvadel s více či méně stupni volnosti v závislosti na fixaci jednotlivých kloubů prostřednictvím izometrické kontrakce. Míková (2006) shrnuje a zpřehledňuje možné balanční strategie ve vzpřímeném postoji. Ať už se jedná o výchylky ve frontální či sagitální rovině, je možná strategie kotníku, strategie kyčle a strategie kroku (obr. 65). Při této třetí strategii je za účelem zachování polohy těžiště nad opěrnou bází využíván pohyb jedné dolní končetiny v opačném směru, než se díky perturbacím vychýlil trup. Tímto pohybem je část hmotnosti těla přenesena na opačnou stranu než hmotnost trupu a těžiště, které se nachází v hmotném středu těla, zůstává nad plochou opory.



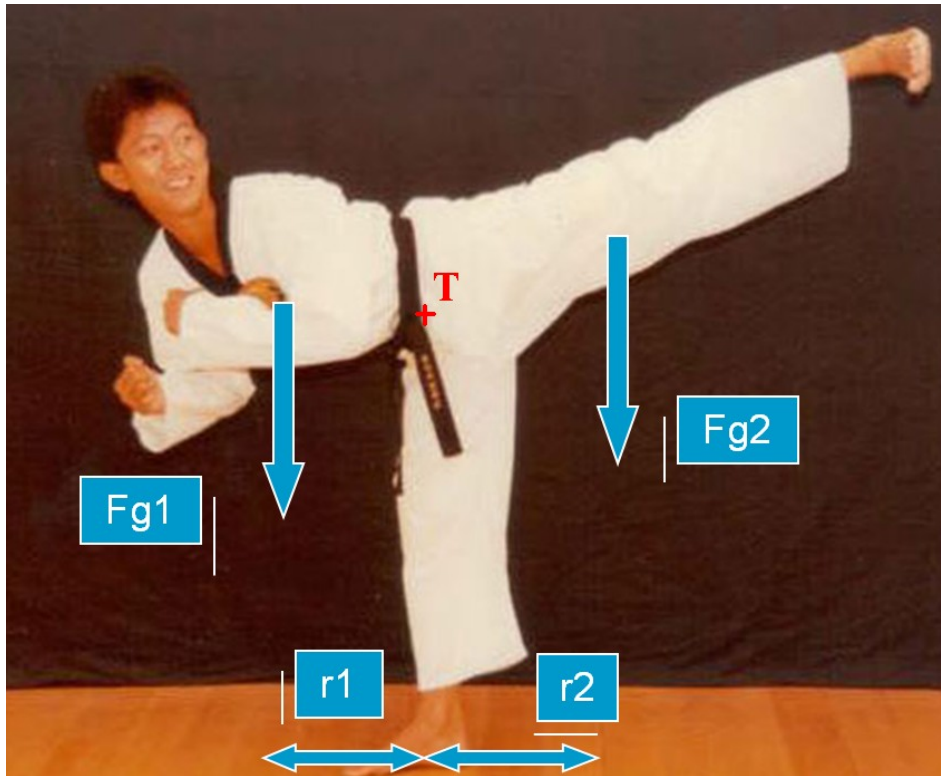
Obr. 65 Balanční strategie: a) d) kotníku, b) e) kyčle c) f) kroku (Míková, 2006)

V bojových uměních je nejvýhodnější využít třetí uvedenou strategii, kdy je pohyb jedné části těla vyrovnán pohybem jiných segmentů otevřeného kinematického řetězce opačným směrem. Příkladem toho může být úklon trupu u bočního kopu, čímž je vyrovnán pohyb kopající dolní končetiny (obr.66).



Obr. 66 Kinogram bočního kopu

Aby byla zachována rovnováha v konečné fázi kopu a nedocházelo k přepadávání těla na žádnou stranu, musí platit $M_{F_{g1}} = M_{F_{g2}}$, což můžeme rozepsat $F_{g1}r_1 = F_{g2}r_2$ (obr. 67). Tato úvaha je samozřejmě zjednodušená, protože nebereme v úvahu síly působící od soupeře.

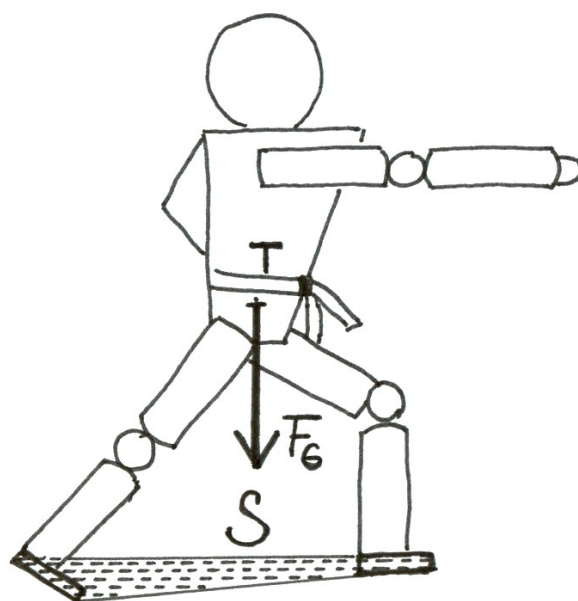


Obr. 67 Momenty sil u bočního kopu

1.8.2 Stabilita

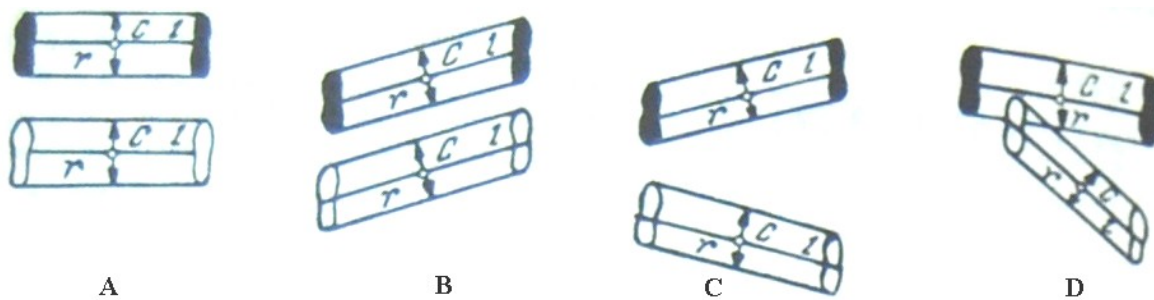
S rovnováhou úzce souvisí stabilita. Tímto pojmem rozumíme množství mechanické práce, kterou je třeba vykonat, abychom podepřené těleso přemístili ze stálé rovnovážné polohy do vratké. Tato práce se rovná rozdílu potenciální energie tělesa mezi vratkou a stálou rovnovážnou polohou.

Stabilita tělesa roste s rostoucí hmotností, s nižší polohou těžiště a s větší vzdáleností svislé těžnice od překlápěcí hrany, roste tedy s rostoucí opěrnou bází. Opěrnou bází rozumíme plochu uvnitř křivky, která „obaluje“ opěrné plochy. Polohy, ve kterých nejčastěji udržujeme rovnováhu je stoj na obou nohách, stoj na jedné noze, případně stoj na ruce. Pro zvýšení stability zvětšujeme opěrnou bází rozkročením se. V úpolových sportech je pro výkon velmi podstatné nenechat se vyvést z rovnováhy. Čím zaujme soupeř stabilnější postoj (obr. 68), tím musíme vynaložit větší práci, tedy působit větší silou po delší dráze, abychom jeho rovnováhu narušili.

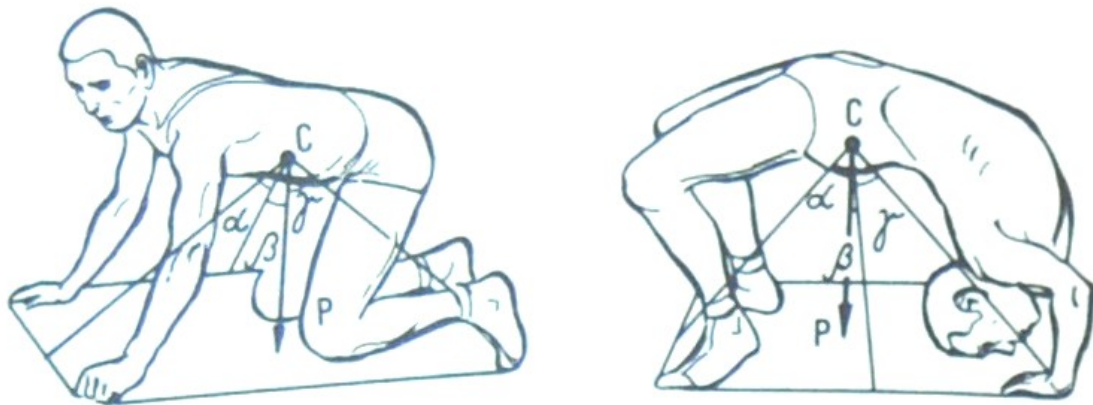


Obr. 68 Opěrná báze u přípravného bojového postoje

V zápase je obtížné zachovat si stabilní postoj, navíc když se přitom oba zápasníci snaží vyvést toho druhého z rovnováhy. Z toho důvodu se každý snaží zaujmout co největší plochu opory – ve stoji rozšířením postoje s paralelními chodidly (obr. 69), na zemi opřením se o ruce a nohy co možná nejvíce do stran (obr. 70). Stabilita postoje závisí na výšce těžiště těla a na projekci těžiště do opěrné báze. Ve stabilním postoji se tato těžnice nachází v blízkosti středu opěrné báze.



Obr. 69 Plocha opory při rozšíření postoje s paralelními chodidly



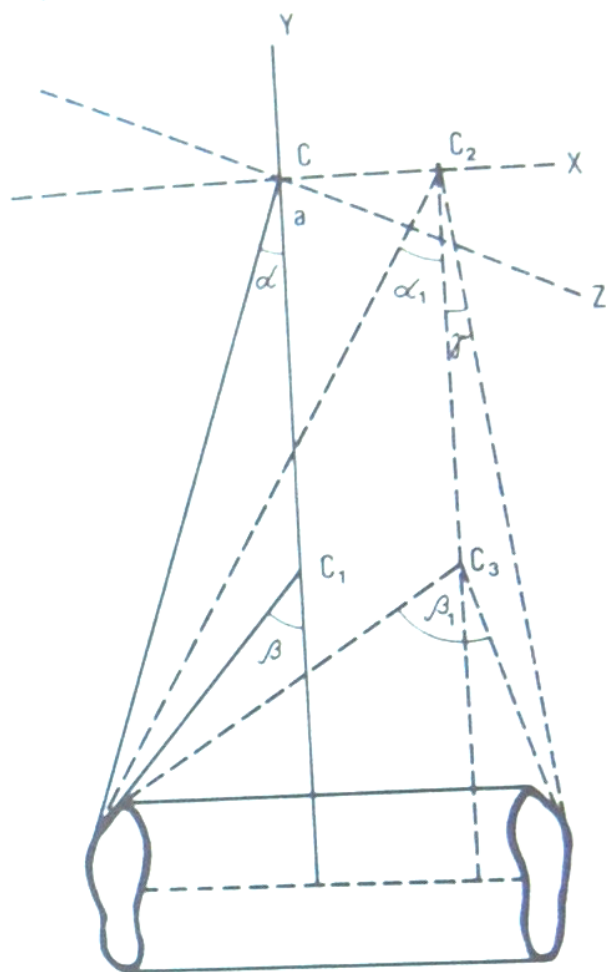
Obr. 70 Polohy s velkou plochou opory a vyznačenými úhly stability

Díky pohybům se pak těžnice přibližuje či oddaluje od středu opěrné báze. Výchylky tohoto vektoru vedou ke změnám úhlu stability, čímž nazýváme úhel mezi vektorem těžnice a přímkami směřujícími do krajů opěrné báze (obr. 71).



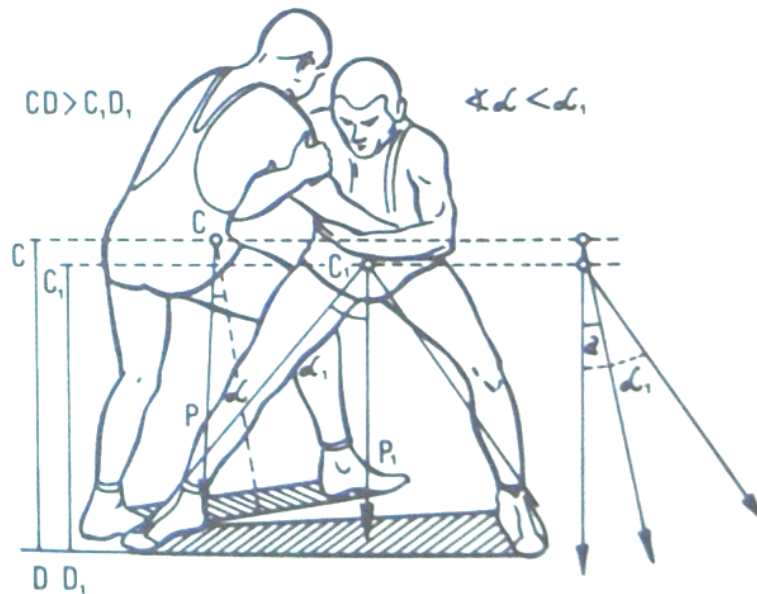
Obr. 71 Úhly stability postoje

Obrázek 72 ukazuje změny úhlu stability pro různé polohy těžiště.



Obr. 72 Změny úhlu stability pro různé polohy těžiště

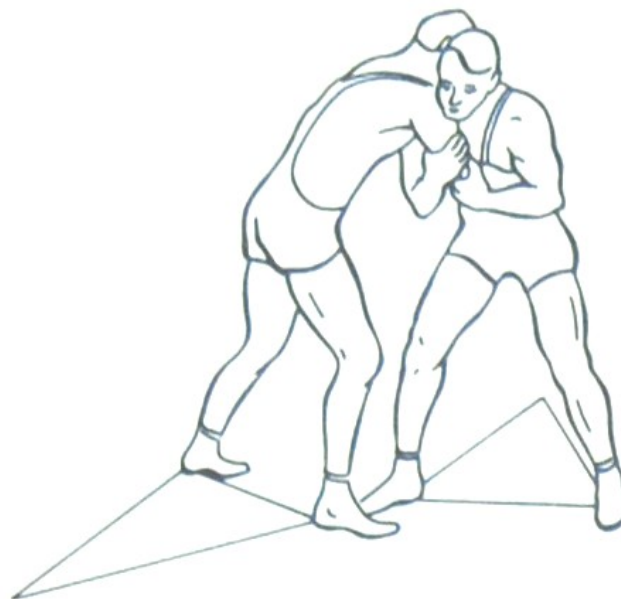
Rovnováha je porušena v okamžiku, kdy se těžnice dostane mimo plochu opory (obr. 73).



Obr. 73 Polohy těžiště vzhledem k opoře

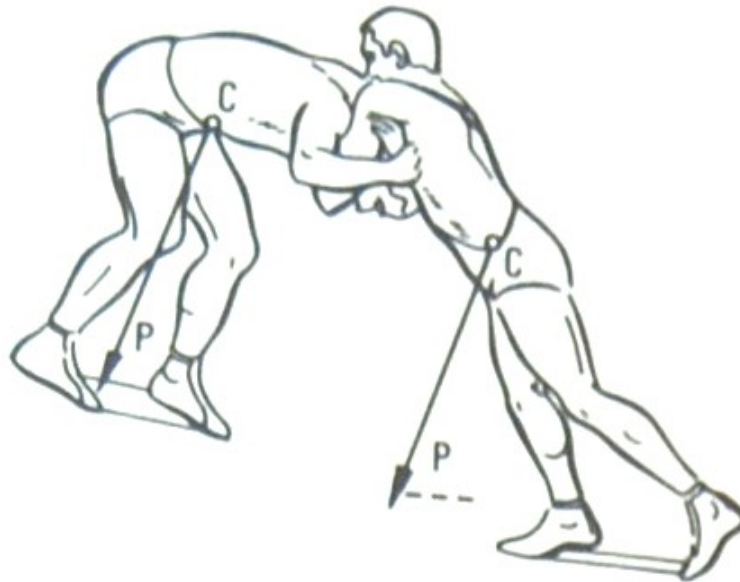
Výška těžiště nepřímě úměrně ovlivňuje stabilitu, což znamená, že čím je těžiště výš, tím si udržení rovnovážného postoje vyžaduje větší svalovou sílu.

Při vyvedení protivníka z rovnováhy je také třeba mít na paměti, že stabilita závisí nejen na velikosti opěrné báze a výšce těžiště, ale i na hmotnosti zápasníka. V soutěžích jsou zápasníci rozděleni do kategorií podle hmotnosti, přesto tím nejsou rozdíly zcela kompenzovány. Japonci jsou v zápase velmi dobří, zejména ve schopnosti porušit protivníkovu rovnováhu, což je v zápase podstatné. Využívají přitom pomyslného rovnoramenného trojúhelníku, který jim naznačí, kterým směrem je protivníka nejsnazší vyvést z rovnováhy (obr. 74).



Obr. 74 Znárodnění pomyslného rovnoramenného trojúhelníku

Je třeba si uvědomit, že tyto podmínky stability jsou oproti realitě zjednodušené. Při zápase nejde o stabilitu ve statických, ale v dynamických podmínkách. Závisí tedy na okamžitém pohybu soupeře a z toho vyplývající opory, kterou protivník jistým způsobem vytváří. Takže i když je opora podložky neměnná, neustále se mění opora protivníka v určité výšce. Například někdy se těžnice dostane příliš vpřed mimo opěrnou bázi zápasníka, ten však nespadne, protože síla reakce protivníka hraje roli pohyblivé opory v prostoru (obr. 75).



Obr. 75 Vliv síly reakce protivníka na udržení rovnováhy

V zápase také často dochází k situacím, kdy jeden soupeř zvedne druhého. V tom případě je pro stojícího zápasníka velmi obtížné udržet rovnováhu. Stabilita se snižuje, protože vzniká soustava zápasní-zápasník, která má společné těžiště poměrně vysoko. Úhel stability nad společnou plochou opory je proto malý (obr. 71). Navíc zvednutý soupeř se snaží svými pohyby porušit rovnováhu. Stojící zápasník se musí snažit s využitím vestibulárního aparátu a svalové síly udržet rovnováhu, větším rozkročením nebo přemístěním nohy ve směru narušení rovnováhy. Kromě těchto činností také stojící zápasník musí vyrovnávat pohyby soupeře přenosem hmotnosti v opačném směru než soupeř, což je podmíněno optimální kontrakcí a relaxací daných svalových skupin.

Vedle zápasu je to judo, kde hraje rovnováha a její udržení klíčovou roli při překonání soupeře. Každým specifickým pohybem v judu působí útočník svalovou silou na soupeře. Velikost, směr a doba jejího působení určují hybnost, která je přenesená na soupeře. Z pohledu biomechaniky představuje míra stability a potřebná síla tahu na vyvedení soupeře z rovnováhy základní determinanty úspěchu v judu. Mechanické faktory ztráty rovnováhy představují následující parametry vstupující do pohybových rovnic (Nowoisky, 2005):

- Síla útočníka ve směru pohybu
- Úhel mezi silou útočníka a směrem pohybu
- Okamžitá úhlová rychlost těžiště soupeře
- Poloha těžiště soupeře
- Hmotnost soupeře
- Úhel mezi vertikálou a spojnicí osy otáčení a těžiště oponenta

- Plocha opory soupeře
- Moment setrvačnosti (zahrnuje v sobě antropometrické parametry)

Z výčtu těchto parametrů vyplývá, že útočník může ovlivnit rovnováhu soupeře především velikostí a směrem působící síly. Další parametry může ve velké míře ovlivnit soupeř.

1.8.3 Dynamická rovnováha, D'Alembertův princip

V průběhu pohybu prochází lidské tělo mnoha na sebe navazujícími mikrofázemi. Optimální provedení pohybu je i zde podmíněno rovnováhou a to rovnováhou dynamickou. Tělo přechází z jedné mikrofáze do druhé, tedy z jedné dynamické rovnováhy do druhé dynamické rovnováhy.

Platnost dynamické rovnováhy je založena na d'Alembertově principu, to znamená, že pracuje se setrvačnými silami. Setrvačná neboli d'Alembertova (též doplňková) síla F_S vzniká vždy při zrychleném či zpomaleném pohybu. Tato síla působí proti směru zrychlení a její velikost je rovna součinu hmotnosti tělesa a zrychlení. A zde platí, že soustava působících sil doplněná o d'Alembertovu sílu je v rovnováze. D'Alembertův princip bývá také formulován tak, že při pohybu mechanické soustavy jsou setrvačné síly v rovnováze s explicitními silami. Matematicky tuto rovnováhu vyjádříme:

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \dots + \vec{F}_s = \vec{0}.$$

Totéž platí pro rovnováhu momentů sil, přičemž započítáváme i momenty setrvačných sil M_S :

$$\vec{M}_1 + \vec{M}_2 + \vec{M}_3 + \dots + \vec{M}_s = \vec{0}.$$

1.9 Ráz těles

Ráz neboli srážka těles je výsledek vzájemného působení dvou či více těles, při kterém dochází ke kontaktu jejich povrchů. Můžeme tedy říct, že srážky jsou podstatou úpolových sportů a bojových umění. Při řešení problému rázu obvykle na základě známého rozložení hmotností soupeřů a jejich segmentů, jejich rychlostí, mechanických vlastností a pohybových stavů před rázem, hledáme rychlosti, deformace, nárazové síly a momenty během rázu i po něm. Využíváme přitom zákon zachování energie a impulsové věty, tedy zákon zachování hybnosti a zákon zachování momentu hybnosti.

Průběh rázu závisí na vzájemném pohybu daných segmentů před rázem. Podle toho rozlišujeme přímý ráz, při kterém vektory relativních rychlostí leží na společné ose. Pokud na stejné ose neleží, jedná se o ráz šikmý.

Dále je průběh rázu závislý na vlastnostech materiálů, které ovlivňují vznik deformací. Po nárazu deformační síly mizí a v závislosti na pružnosti materiálu buď dojde k návratu do původního tvaru, nebo zůstává trvalá deformace. Podle toho rozlišujeme dvě krajní možnosti: dokonale pružný ráz a nepružný ráz těles. V reálu se většina srážek nachází mezi těmito dvěma extrémy.

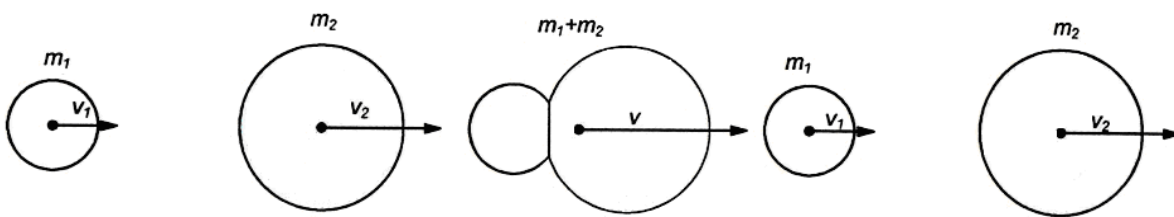
Přiblížíme si základní druhy srážek:

1.9.1 Pružná srážka

Platí při ní impulsové věty i zákon zachování mechanické energie. To znamená, že celková kinetická energie srážejících se těles je stejná před i po srážce. Díky dokonalé pružnosti těles tak nedochází k žádným přeměnám kinetické energie na vnitřní energii. V tomto případě tedy neuvažujeme třecí a odporové síly působící proti směru pohybu. Těleso se po srážce může pohybovat jinou rychlostí jiným směrem. Jde-li o středový náraz, přerozděluje se kinetická energie posuvného pohybu (obr. 76). Uvedme jednoduchý příklad dvou koulí, pro jejichž přímou srážku platí rovnice:

$$E_{k1} + E_{k2} = E'_{k1} + E'_{k2} = E_k$$

$$p_1 + p_2 = p'_1 + p'_2 = p.$$



Obr. 76 Středový pružný ráz těles

Může jít však také o šikmý neboli excentrický ráz, při kterém rázové síly neprocházejí těžištěm alespoň jednoho tělesa. Jsou-li povrchy těles v tomto případě dostatečně drsné, kinetická energie posuvného pohybu se částečně mění i na kinetickou energii rotačního pohybu.

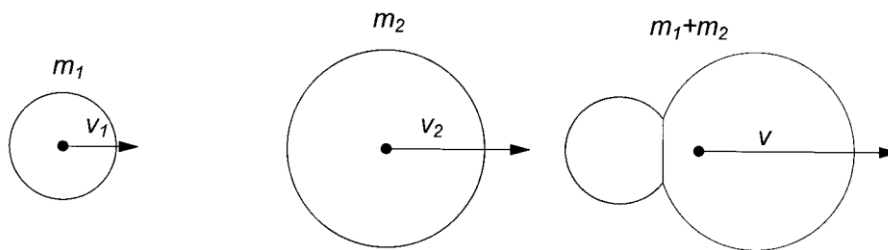
1.9.2 Nepružná srážka

U nepružných srážek platí pouze zákon zachování hybnosti a zákon zachování momentu hybnosti. Mechanická energie se zde nezachovává - část se jí mění na energii vnitřní nebo se spotřebovává na překonání třecích a odporových sil. Platnost impulsových vět vyjadřují rovnice:

$$p_1 + p_2 = p'_1 + p'_2 = p$$

$$L_1 + L_2 = L'_1 + L'_2 = L.$$

Srážky v úpolových sportech považujeme ve velké míře za srážky nepružné, ať už jde o údery nebo o chvaty, kdy jeden soupeř chytne během srážky druhého a dál se již pohybují spolu (obr. 77).



Obr. 77 Středový nepružný ráz těles

Při nepružných srážkách dochází díky deformaci k přeměně části energie na vnitřní energii. Uvažujme těleso o hmotnosti m_1 pohybující se rychlostí v_1 a těleso o hmotnosti m_2 (paže) pohybující se rychlostí v_2 těsně před nárazem. Množství energie způsobující deformaci, tedy množství mechanické energie, které se přemění na vnitřní energii, můžeme vyjádřit následně:

$$\Delta = \frac{1 - e^2}{2} \frac{m_1 m_2}{m_1 + m_2} (v_1 - v_2)^2$$

kde e je koeficient restituce, který udává, jak pružná srážka je.

Pro dokonale pružný ráz nabývá činitel restituce hodnoty 1. To znamená, že všechna kinetická energie jdoucí do srážky se i po srážce projeví jako mechanická energie, rychlost druhého tělesa bude po srážce stejná, jako byla před srážkou rychlost prvního tělesa, všechna energie se tedy předá, na vnitřní energii se nic nepřemění. Pro dokonale nepružný ráz má hodnotu koeficient restituce hodnotu 0, z čehož vyplývá, že se všechna mechanická energie před srážkou přeměnila na vnitřní energii. Ráz skutečných těles není ani dokonale pružný, ani zcela nepružný, ale nachází se někde mezi těmito krajními případy - takový ráz bývá označován jako nedokonale pružný nebo částečně pružný.

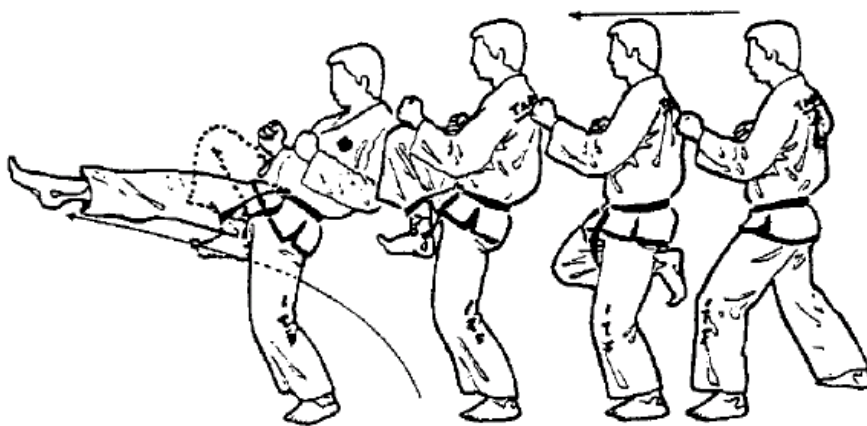
Rychlost se ve vztahu pro kinetickou energii objevuje v druhé mocnině. To znamená, že rychlost má na velikost energie větší vliv než hmotnost. Řekněme, že se hmotnost zvětší třikrát. Tedy i kinetická energie vzroste třikrát. Ale jestliže rychlost bude třikrát větší, kinetická energie vzroste devětkrát (3^2). To vysvětluje, proč jsou lidé s dlouhými končetinami schopni snadněji skórovat. V rovnici pro kinetickou energii i hybnost se veličina rychlosti objevuje okamžitá rychlost posuvného pohybu. To znamená, že jde o rychlost v okamžiku nárazu, kterou jde noha přímo na cíl, například na hrudník. Kopající dolní končetina může být u obloukového kopu vnímaná jako poloměr kružnice, kterou opisuje při pohybu noha. Pohyb po kružnici můžeme vyjádřit také úhlovou rychlostí. Při kopu nataženou dolní končetinou budou mít všechny její části stejnou úhlovou rychlost. Avšak obvodová rychlost neboli lineární rychlost nohy bude větší než koleno – v závislosti na vzdálenosti daného segmentu od středu otáčení, čímž je kyčelní kloub. Z toho vyplývá, že vzdálenějším segmentem (nohou) můžeme druhého udeřit s větší kinetickou energií, proto mají výhodu lidé s delšími dolními končetinami. Na základě toho můžeme říct, jaká je jedna z výhod použití zbraně. Při úderu koncem zbraně je přenášeno větší množství kinetické energie vedoucí k většímu poškození cíle. Čím tedy bude rychlost daného segmentu či zbraně větší, tím více energie bude přeneseno do tělesa, na které je útok směřován. Tato energie koná práci W , kterou můžeme vyjádřit jako součin síly F a dráhy s , po které síla působí. V případě přerážení desek dojde působením síly k jejich prohnutí a je-li toto prohnutí (dráha, po které síla působí) dostatečně

velké, dojde k přelomení. Těmito úvahami jsme potvrdili, že maximální rychlost je prvotní podmínkou tvrdého úderu.

Hybnost je tím, co je přenášeno z jednoho těla na druhé při jejich kontaktu. Důležitou věcí je fakt, že hybnost se vždy zachovává. To znamená, že všechna hybnost přenášená jedním tělem je absorbovaná tělem druhým. Při srážce platí, že síla nárazu je rovna změně hybnosti v čase, což nás vede k další podstatné veličině – impulsu síly. V případě srážky tvrdých těles zrychlí jedno těleso druhé rychle, dojde tedy k působení velké síly během krátkého časového úseku. Při srážce měkkých těles se hybnost mezi tělesy předává delší dobu, působí tak menší síla. Rozdílná doba přenosu hybnosti a tedy i rozdílná velikost síly v daném okamžiku vysvětluje, proč údery měkkými částmi těla méně bolí než údery tvrdšími částmi těla, např. klouby.

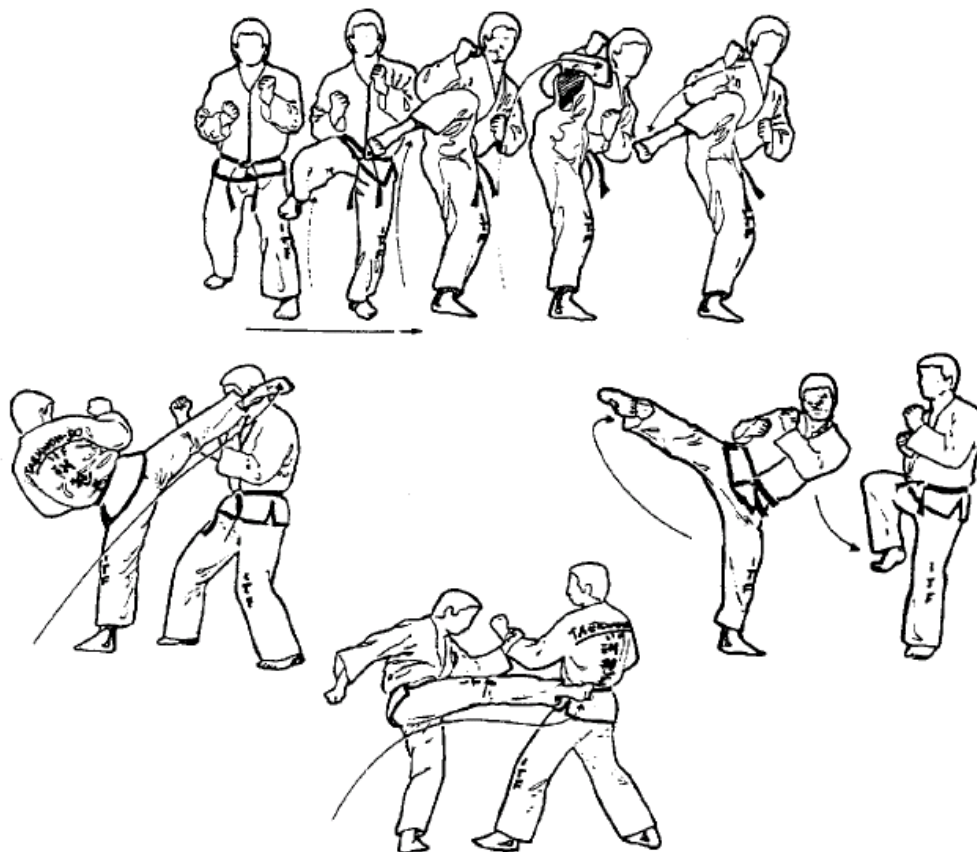
Jsou dva základní druhy kopů – pushing kicks – přerážející neboli silové kopy a snapping kicks - švihové kopy. Mezi silové kopy patří přímé kopy jako cut kick, front kick a back kick. Hlavním cílem těchto kopů je uvést do pohybu soupeřovo tělo. Hlavní rovnicí je tedy $F = ma$, kdy je snahou použít sílu takovým způsobem, aby bylo uděleno soupeřovu tělu zrychlení. Čím bude hmotnost soupeře větší, tím menší zrychlení mu náraz udělí. Nicméně díky impulsu síly můžeme říct, že čím kratší bude doba kontaktu útočnicka se soupeřem, tím větší bude změna jeho hybnosti. Kratší doba kontaktu při nárazu tak umožňuje odkopnout soupeře dál. Mezi tyto kopy můžeme zařadit i kop apcha jirugi v taekwondu (obr. 78). Tento kop se používá při přerážejících technikách nebo jako sebeobranná technika. Úderovou plochou je břicho chodidla. Pro maximální sílu kopu je důležitý správný náprah. Koleno kopající DK je v momentě náprahu zdvižené směrem k hrudníku a až potom následuje samotný kop. Aby byl kop dostatečně silný, zapojují se do práce nejsilnější svalové skupiny (boky a stehna) a používá se celá hmotnost těla se současným mírným záklonem trupu.

V případě těchto silových kopů je změna hybnosti jakožto vektoru dána také pohybem soupeře. Jestliže se pohybuje proti kopu, je následná změna hybnosti při nárazu větší, neboť se vektorově sčítají hybnosti obou soupeřů.



Obr. 78 Apcha Jirugi – přerážející kop vpřed (převzato od Mikláš a kol., 2002)

U kopů se přenáší nejen hybnost, ale i energie. Ve spojitosti s ní se objevuje důležitá veličina - výkon, která vyjadřuje množství předané energie za jednotku času. Přenos energie je to, co je skutečně podstatné u snapping kicks, jako například u roundhouse kick - obloukový kop (obr. 79).



Obr. 79 Dollyo Chagi – obloukový kop (převzato od Miklós a kol., 2002)

Ve chvíli, kdy při obloukovém kopu dopadne noha na hrudník soupeře, předá mu kinetickou energii. Část kinetické energie nohy se přemění na tepelnou energii a zvuk a zbytek energie proniká do soupeřova těla. Je to právě energie, která způsobuje poškození, ne síla nebo hybnost. Energie je tedy také např. příčinou přeražení desek.

Ukažme si konkrétní výpočet přeražení desek, jestliže máme dané tyto vstupní údaje (Halliday a kol., 2000):

Mistr karate zlomil jediným úderem (hmotnost ruky je asi $m_1 = 0,70$ kg) dřevěnou desku o hmotnosti 0,14 kg. Totéž provedl s betonovou dlaždicí o hmotnosti 3,2 kg. Tuhost k pro pružný ohyb desky má hodnotu $4,1 \cdot 10^4 \text{ Nm}^{-1}$ a pro dlaždici $2,6 \cdot 10^6 \text{ Nm}^{-1}$. Deska praskne v okamžiku, kdy je prohnuta o $d = 16$ mm, u dlaždice stačí prohnutí o pouhý 1 mm. Jaká je pružná energie při deformaci desky a dlaždice bezprostředně před zlomením?

Pružný průhyb nosníku je popsán Hookovým zákonem. Podle vztahu má tedy jeho

deformační energie hodnotu $E_p = \frac{1}{2} kd^2$.

Pro desku pak platí $E_p = \frac{1}{2} (4,1 \cdot 10^4) (0,016)^2 = 5,248 \text{ J}$.

Pro dlaždici je $E_p = \frac{1}{2} (2,6 \cdot 10^6) (0,001)^2 = 1,573 \text{ J}$.

Jaká musí být nejmenší rychlost ruky před úderem, aby se deska, resp. dlaždice zlomila?

Srážku považujeme za dokonale nepružnou. Dále předpokládáme, že se mechanická energie soustavy ruka + deska během pružného ohybu desky zachovává a že společná rychlost ruky i desky je bezprostředně před prasknutím desky nulová.

Ze zákona zachování mechanické energie při ohybu desky je zřejmé, že kinetická energie soustavy ruka + deska na samém počátku ohybu je shodná s její elastickou energií těsně před zlomením. Tato hodnota činí 5,2 J pro dřevěnou desku a 1,6 J pro betonovou dlaždici. Rychlost dopadající ruky musí být dostatečná k tomu, aby soustava ruka + deska měla po dokonale nepružné srážce potřebnou kinetickou energii. Nejprve vypočteme společnou rychlost V soustavy ruka + deska na počátku ohybu. Vyjdeme z rovnosti kinetické energie a

elastické energie a dostaneme $E_k = \frac{1}{2} (m_1 + m_2) \vec{V}^2 = E_p$, tj. $V = \sqrt{\frac{2E_p}{m_1 + m_2}}$.

Dosažením hodnot pro desku dostaneme $V = \sqrt{\frac{2 \cdot 5,248}{0,70 + 0,14}} = 3,534 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

Pro dlaždici je $V = \sqrt{\frac{2 \cdot 1,573}{0,70 + 3,2}} = 0,8981 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

Označme písmenem v rychlost ruky těsně před dopadem na desku či dlaždici. Srážka je popsána vztahem $m_1 v = (m_1 + m_2) \vec{V}$, ze kterého úpravou dostaneme $v = \frac{m_1 + m_2}{m_1} V$.

Pro desku dostáváme $v = \frac{0,70 + 0,14}{0,70} 3,534 = 4,2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

Pro dlaždici $v = \frac{0,70 + 3,5}{0,70} 0,8981 = 5,0 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

Aby se zlomila dlaždice, musí být úder ruky asi o 20 % rychlejší než u dřevěné desky. Vlivem větší hmotnosti dlaždice se na zvýšení vnitřní energie soustavy spotřebuje větší část původní kinetické energie ruky než v případě dřevěné desky.

Nakayama (1989) shrnuje faktory, které nejvíc ovlivňují sílu nárazu v karate. Všechny musí fungovat současně, aby pomohly maximalizovat sílu:

1. Velikost síly – velikost síly závisí na průřezu svalu a počtu zapojených svalových vláken.
 2. Směr síly – síla by měla směřovat kolmo k povrchu cíle.
 3. Rychlost – čím větší je rychlost, tím větší je i síla. Jestliže se zvětší hmotnost segmentu nebo rychlost, zvětší se i hybnost. Čím je tato hybnost větší, tím je větší i síla nárazu.
 4. Rozsah pohybu – síla je přímo úměrná vzdálenosti, ze které se ruka či noha přibližuje k cíli. S větší vzdáleností roste dráha, po které může segment zrychlovat a dosáhnout větší konečné rychlosti a tedy i síly.
 5. Stabilita – stabilní postoj a optimální držení těla je nezbytné pro účinné použití síly.
- My bychom k těmto faktorům ještě přidali velikost plochy kontaktu – s minimalizací této plochy roste tlak, který určuje velikost deformačních účinků nárazu.

2 FORENZNÍ BIOMECHANIKA

V oblasti forenzní biomechaniky je velmi málo dostupné odborné literatury. Proto jsme při tvorbě této kapitoly čerpali více méně z různých publikací jediného autora, prof. PhDr. Jiřího Strause, DrSc., který se u nás touto problematikou dlouhá léta zabývá.

2.1 Úvod do forenzní biomechaniky

2.1.1 Definice kriminalistiky a forenzní biomechaniky

Kriminalistika patří mezi vědy, funkci plní především tím, že vypracovává nové, dokonalejší metody odhalování, vyšetřování a předcházení trestné činnosti, a že zároveň napomáhá při zavádění těchto kriminalistických metod do vyšetřovací a soudní praxe.

Společenská funkce kriminalistiky je ale ve skutečnosti širší.

Kriminalistiku můžeme chápat ve dvou rovinách. Jednak jako vědu a jednak jako praktickou metodu kriminalistů. Kriminalistická věda zkoumá zákonitosti vzniku i zániku důkazů a jiných stop a skutečností významných z hlediska boje s kriminalitou. Dále zkoumá zákonitosti shromažďování a využívání důkazů, jiných stop a skutečností v zájmu rychlého, úplného objektivního odhalování, vyšetřování a předcházení trestné činnosti. Na základě poznání těchto dvou skupin objektivních zákonitostí pak kriminalistická věda vypracovává ucelený systém metod a tomu odpovídajících prostředků, způsobů a operací účinného boje s kriminalitou jednak pro kriminalisty, působící ve výkonu policejní služby, jednak i pro další orgány činné v trestním řízení.

V systému věd má kriminalistika samostatné místo. Není odvětvím ani součástí práva, ale k trestnímu právu procesnímu i hmotnému má velice blízký vztah. Má s ním celou řadu společných úkolů. Kriminalistika má rovněž velice úzký vztah k vědám technickým a přírodním, ale rovněž i k nim má svou samostatnost, protože poznatky těchto věd nejen využívá, ale tvůrčím způsobem je přepracovává a dává jim nový charakter a obsah. Kriminalistika má interdisciplinární charakter, to znamená, že nejde o do sebe uzavřený obor.

Forenzní biomechanika je vědní obor, který aplikuje biomechaniku a biomechanické metody na zkoumání kriminalistických stop s biomechanickým obsahem. Aplikace tedy podávají informaci o svalově-kosterním aparátu pachatele nebo jeho pohybovém chování.

2.1.2 Vývoj forenzní biomechaniky

Forenzní biomechanika je nejmladší forenzní vědou, ovšem ne nezajímavou, i za svou krátkou vývojovou osu prodělala velký rozmach a do budoucna se jeví jako disciplína, která také například dopomůže k lepšímu a intenzivnějšímu boji se zločinem. Forenzní biomechanika řeší otázky a problémy, na které nemůže odpovědět žádná jiná forenzní věda. Lze vyčlenit tři hlavní období vývoje forenzní biomechaniky:

1. etapa – 1889–1971 – **Období tušení možných souvislostí**, okrajové využití v rámci trasologie – „Pravěk biomechanických aplikací“;
2. etapa – 1971–1994 – **Aplikace biomechaniky v kriminalistice**, jednotlivé aplikace, rozpracování širokého základu kriminalistické aplikace, vznik kriminalistické biomechaniky;
3. etapa – od 1994 do současnosti – **Vznik forenzní biomechaniky** – hlavní aplikace jsou biomechanika extrémního dynamického zatěžování organismu, biomechanika pádu z výšky a biomechanický obsah trasologických stop.

Biomechanika nejprve byla velmi okrajově využívána pro řešení problémů v kriminalistice a v 60. a 70. letech minulého století se rozvíjel vědecký výzkum biomechanických aplikací. V té době vznikaly první „forenzní“ vize na katedře anatomie, biomechaniky a antropomotoriky FTVS UK v Praze pod vedením profesora Karase. Ve druhé polovině 90. let se forenzní biomechanika začíná systematicky rozvíjet i na katedře kriminalistiky Policejní akademie ČR v Praze především zásluhou Strause. 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 a směry vývoje. 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.

2.1.3 Oblasti zkoumání forenzní biomechaniky v současnosti

Vědecký vývoj forenzní biomechaniky zcela výrazně vychází ze znalecké praxe - jak se objevují problémy a otázky, které se ve znaleckých posudcích řeší, tak se i orientuje vlastní vědeckovýzkumná orientace. 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. Forenzní biomechanika aplikuje biomechaniku a její metody poznání na dva důležité směry zkoumání, a to:

- kriminalistické stopy s biomechanickým obsahem;
- kriminalisticky relevantní změny, které vznikly v důsledku mechanické interakce systému „člověk-okolí“.

První biomechanické poznatky aplikované v kriminalistice byly primárně ve studiu biomechanického obsahu trasologických stop bipedální lokomoce, následovaly aplikace na extrémní dynamické zatěžování organismu a biomechaniku pádů z výšky. Straus (2008) předkládá přehled případů, ve kterých je forenzní biomechanika využívána. V následující tabulce 4 jsou shrnuty dosud zpracované znalecké posudky realizované v období let 1994-2007, jsou řazeny podle problematiky.

Tab. 4 Přehled procentuálního rozložení řešených případů dvou znalců (prof. Karase a prof. Strause)

Problematika	Počet případů
Biomechanika pádu z výšky – posuzování zavinění cizí osobou, působení vnější síly	43
Extrémní dynamické zatěžování organismu – zpravidla úder do hlavy, posuzování otázky tolerance organismu, přežití, vzniku fraktur lebečních kostí	24
Pád ze stoje na zem, pád ze schodů – posuzování průběhu pádu, možnost cizího zavinění, příčiny pádu	15
Biomechanická analýza chůze – identifikace	4

osoby podle dynamického stereotypu chůze, stanovení geometrických charakteristik osob	
Analýza střetného boje – stanovení reakčních časů, možnosti silového působení, reálnost obranných reakcí	4
Dopravní nehody – mechanické působení na účastníky dopravní nehody uvnitř vozidla a mechanické působení na sražené osoby	3
Bodnutí nožem – silové působení při bodnutí, možnost účasti druhé osoby, stanovení síly na probodnutí kůže	2
Biomechanický obsah trasologických stop lokomoce - predikce tělesné výšky pachatele a způsobu lokomoce podle zanechaných stop lokomoce	1
Ostatní – ojedinělé případy např. poranění osoby hozeným granátem, poranění vazů v koleni při rvačce, třesení hlavou dítěte, oběšení, smrtelné zranění při skoku do dálky.	4
Celkem	100

Praktické aplikace forenzní biomechaniky v kriminalistice jsou podle zkušeností Strause a Karase v následujících směrech - biomechanika pádu z výšky (43 %), posouzení extrémního dynamického zatěžování organismu (24 %), biomechanická analýza pádu ze stoje na zem nebo pád ze schodů (15 %), biomechanická analýza chůze (4 %) a analýza střetného boje (4 %). Tyto směry představují 90 % všech zpracovaných znaleckých posudků. Podle praktických zkušeností lze předpokládat, že uvedené aplikační směry se budou i nadále rozvíjet a udávat výzkumné trendy.

2.1.4 Kriminalistická nauka o stopách

Za kriminalistickou stopu je považována každá změna v materiálním prostředí nebo ve vědomí člověka, která příčinně nebo alespoň místně nebo časově souvisí s vyšetřovanou událostí, obsahuje kriminalisticky nebo trestněprávně relevantní informaci, je zjistitelná a informace z ní je využitelná pomocí přístupných kriminalistických, přírodovědných a technických metod, prostředků a postupů. U materiálních stop rozlišuje stopy obsahující informaci o vlastnostech objektu (původce stopy) a stopy obsahující jinou kriminalisticky relevantní informaci.

I přes nejednotnost klasifikace kriminalistických stop existují z obecného hlediska společná klasifikační kritéria. Je to dělení kriminalistických stop na stopy materiální a stopy ve vědomí člověka.

Stopy materiální můžeme klasifikovat na:

- stopy odrážející vnější strukturu působícího objektu
- stopy odrážející vnitřní strukturu působícího objektu
- stopy odrážející funkční vlastnosti a pohybové návyky
- stopy kombinované.

Stopy obsahující informace o funkčních a dynamických vlastnostech i návycích odráženého objektu vznikají při pohybu nebo jiném funkčním projevu člověka, například při mluvení a psaní. Vlastnosti jeho pohybu nebo jiného funkčního projevu se přenesou předáním energie nebo hmoty na jiný hmotný objekt (odrážející objekt) formou zobrazení nebo jiného zachycení (uchování, podržení, fixace). Těmito stopami jsou:

- a) stopy chůze a běhu;
- b) stopy hlasu a řeči;
- c) stopy rukopisu a písemného projevu;
- d) stopy jiných funkčních a dynamických vlastností a návyků, např. stopy pracovních návyků při používání nástrojů k vloupání, stopy návyků chování na místě činu apod.

Podstatu kriminalistických stop, které odrážejí funkční a pohybové vlastnosti a návyky, tvoří fyziologický základ spočívající v dynamickém stereotypu. Veškeré hybné děje jsou reflexní povahy, opakování jednotlivých pohybů podmíní vypracování podmíněných spojů, jež pak umožní provádění pohybu ekonomičtěji, rychleji a s menší únavou. Mluvíme o tzv. fixaci, vypracování **dynamického stereotypu**. Každý člověk provádí jednotlivé úkony na podkladě takto vypracovaného stereotypu, i když schopnost dobře vypracovat takový stereotyp je individuální. Vypracování stereotypu není v zásadě trvalé, ale není-li posilováno, slábne a zaniká. Vypracování těchto podmíněných spojů je jednou z podstat vzniku a výcviku jednoduchých i složitých pohybových návyků. Dynamický stereotyp představuje dočasně neměnnou soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, jež vzniká na základě stereotypně se opakujících podnětů, resp. pohybových situací. Dynamický stereotyp je nervová struktura získaná vnějším stereotypem, tj. opakovaným působením podnětů v určitém sledu. Tento vnější podnětový stereotyp vede ke vzniku vnitřního stereotypu v mozkové kůře. Vnitřní i vnější prostředí se neustále mění, čemuž se musí organismus neustále přizpůsobovat. To se označuje jako přizpůsobování, adaptace, plastičnost mozkové kůry. Tato plastičnost umožňuje tvorbu a fixaci stále nových pohybových variant, aniž ovšem dříve vytvořené varianty vymizí.

Jednotlivé podmíněné reflexy zaujímají ve vnitřním mechanismu dynamického stereotypu pevná místa. Jednotlivé reflexy jsou v určitých vzájemných vztazích, které se v daném pohybu v zásadě nemění. Klasickým příkladem vypracování dynamického hybného stereotypu v běžném životě je např. dynamický stereotyp pracovních pohybů, řeči, chůze atd., příkladem umělého vypracování dynamického hybného stereotypu je např. sportovní trénink, psaní na stroji, hra na hudebním nástroji a jiné více méně složité pohybové činnosti, které člověk vykonává skoro podvědomě.

Kriminalistické stopy odrážející funkční a dynamické vlastnosti a návyky mají důležité vlastnosti, které existují z pohledu možnosti jejich kriminalistického zkoumání, a to:

1. **Individuálnost** osoby je dána množstvím a jedinečností obecných a zvláštních znaků, jedinečností anatomických, fyziologických a psychologických vlastností.
2. **Podmínky formování pohybového návyku**, jejich systémů, vznik zvyků. Tyto podmínky jako prvek "mikroprostředí" (sociální faktor) se díky prostorové a časové změnitelnosti projevují různorodostí, složitostí a svérázností. V komplexu jsou neopakovatelné pro každého člověka a podle formujícího se návyku tvoří vnější (objektivní) faktor.
3. **Vzájemné působení objektivních a subjektivních podmínek formování návyků**, návykových systémů a vzniku zvyků na jedné straně a individuálních vlastností

osobnosti na straně druhé, tj. vzájemné působení objektivních a subjektivních faktorů. Podmínky formování návyků zahrnující v mnohých případech cílevědomé studium, např. studium písma, působí na výsledek ne bezprostředně, ale prostřednictvím individuálních vlastností konkrétní osobnosti. Proto se jak proces formování návyků, tak i jeho výsledek liší svérázností u každé konkrétní osoby. Specifické rysy získává chůze člověka, řeč, hlas, písemný projev, písmo, profesní návyky atd. V průběhu života a získávání motorických zkušeností se formují některé stereotypy profesionálního, životního, ale i trestního jednání, které jsou ve všech detailech u různých osob jedinečné.

Kriminalistické stopy s funkčními a dynamickými vlastnostmi a návyky jsou založeny na rozsáhlých automatismech, a proto jsou dynamicky pevné, svoji podstatu mají v osvojených dynamických stereotypech. Avšak stereotypnost není absolutní, předpokládá určité hranice variantnosti, nezbytné pro přizpůsobení běžným, nepodstatně se měnícím podmínkám. Jestliže se podmínky mění ostře a nabývají charakter dominujících faktorů, vzniká narušení realizace návykových činností. Proměnlivost v realizaci návyku probíhá pod vlivem různých skupin dominujících faktorů, má výběrový charakter, tj. změny jsou jednoznačně determinovány nebo statisticky závisí na působících příčinách. Proto výběrová proměnlivost tohoto druhu obsahuje informaci o podmínkách, ve kterých proběhla realizace návyku.

2.2 Trasologie

Trasologie je obor kriminalistické techniky, který se zabývá vyhledáváním, zajišťováním a zkoumáním stop nohou, obuvi, dopravních prostředků a stop dalších objektů podobného druhu. Trasologické stopy zachycují znaky vnější struktury předmětu, který je zanechal, a to často v takové míře, že jich lze využít k individuální nebo alespoň druhové identifikaci předmětu. Obsahují informace o jeho vlastnostech a také o mechanismu a okolnostech vzniku stopy. Některé druhy trasologických stop jsou obrazem biologických vlastností člověka. Jedná se zejména o stopy bosých nohou, stopy lidské lokomoce, stopy uší a zubů. Význam mohou mít také další typy trasologických stop například stopy loktů, kolen, rtů a dalších částí těla. Trasologie využívá a rozvíjí poznatky fyziky, morfologie a geometrie.

2.2.1 Identifikace osoby podle stop bosých nohou

Stopa bosé nohy – tzv. *plantogram* vzniká kontaktem chodidla s podložkou při zatížení vlastní vahou těla. Zobrazuje individuální znaky chodidla, kterými jsou různé jizvy, deformace a u kvalitního otisku také obrazce papilárních linií. V takovém případě však již jde o stopu daktyloskopickou. Stopy bosých chodidel lze nalézt na místě činu spíše vzácně, a to buď jako jednotlivé stopy nebo v rámci tzv. pěšinky lokomoce. Informace, zejména o deformacích a vadách chodidla, lze také získat ze stop vytlačených ve stélce obuvi. Výše zmíněné výzkumy možnosti identifikace podle plantogramů probíhají v České republice v rámci Policejní akademie České republiky a Kriminalistického ústavu Praha. Podle dosažených výsledků potvrzených na rozsáhlém souboru osob lze na chodidle změřit devatenáct rozměrů využitelných k identifikaci. Patří k nim například úhel palce, úhel stopy, plochost chodidla a tzv. hrboly (zakřivení v linii stopy v metatarzální oblasti). Výsledky výzkumu zatím potvrzují předpoklad, že neexistují dva lidé se stejnou kombinací těchto rozměrů na jedné noze a při použití plantogramů obou chodidel se pravděpodobnost úspěšné identifikace ještě výrazně zvyšuje. Vedle individuálních charakteristik bosé nohy lze z její délky vypočítat tělesnou výšku.

Bertillon už v roce 1889 publikoval v Revue Scientifique, jak pomocí koeficientů vypočítat z délky bosé nohy (dn) tělesnou výšku (tv): $tv = 6,98 \cdot dn - 0,1$.

Straus uvádí následující vzorec, jímž lze vypočítat tělesnou výšku s odchylkou 4 cm:

$tv = 2,6 \times \text{délka obuvi} + 4,3 \times \text{šířka obuvi} + 55$ (vše v cm).

Biomechanický obsah trasologických stop lokomoce je kupodivu velmi málo využívaná aplikace, i když teoretické poznatky jsou velmi obsáhle zpracované.

2.3 Identifikace osoby podle lidské lokomoce

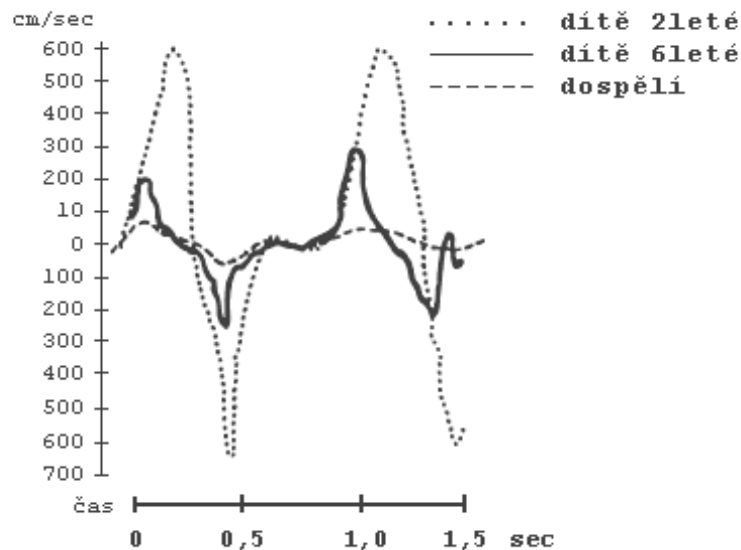
Biomechanická analýza chůze je velmi perspektivní aplikace. Problematika identifikace osob podle chůze není novou záležitostí (první aplikace se objevují od počátku devadesátých let), jedná se o oblast velmi zajímavou, zejména pro její aplikace v oblasti bezpečnosti. Při porovnání s ostatními biometrickými identifikačními metodami má identifikace podle chůze mnoho výhod. Jednou z nich je skutečnost, že záběry pořizované pomocí videokamery používané pro identifikaci mohou být zaznamenány na poměrně nízké rozlišení. Z toho vyplývá, že sledování může být prováděno z poměrně velké vzdálenosti, aniž by navíc osoba věděla, že je monitorována. Z toho vyplývá, že identifikace podle chůze je neinvazivní charakteristika. Také je těžší zatajit chůzi v porovnání například s obličejem, protože lidé potřebují pohybovat se. Tyto charakteristiky vytvářejí z identifikace podle chůze poměrně atraktivní biometrickou charakteristiku. Pěšinka lokomoce vykazuje znaky geometrické (prostorové uspořádání stop), kinematické (četnost výskytu stop, rychlost lokomoce) a dynamické (deformace podložky vlivem působící síly). Proměřením délky stop, délky kroku a dvojkroku lze velmi přesně vypočítat tělesnou výšku osoby a také její přibližnou hmotnost. Pokud je stopa tvořena plantogramy bosých chodidel, lze s určitou pravděpodobností zjistit i pohlaví osoby. Z geometrických znaků lze vyčíst informace o pohybovém aparátu osoby, kinematické znaky ukazují na rychlost pohybu a dynamické znaky zobrazují silové a energetické vztahy pohybu. Ze stop bipedální lokomoce lze také usuzovat na pohybové návyky či anomálie osoby (kulhání, těžká chůze). Soubor stop lidské lokomoce tak obsahuje důležité informace pro určení skupinové příslušnosti osoby a v některých případech mohou vést až k její individuální identifikaci.

Funkční a dynamické návyky lokomoce jsou poměrně stereotypní, ale na druhou stranu jsou variabilní v rámci určitých druhů přemístění, jako je například rychlá nebo pomalá chůze, běh atd. Chůze jdoucího člověka může procházet prudkými změnami pod vlivem vnějších faktorů - nesení těžkého břemene, nerovné cesty (strmé klesání nebo stoupání) a vnitřních příčin (bolest, únava atd.). Svéráznost chůze je podmíněna řadou anatomických a psychofyzilogických vlastností člověka, jeho tělesnou výškou, hmotností, zdravotním stavem, anatomickými odchylkami od normy (zakřivení páteře, ploché nohy, kulhavost atd.), některými profesionálními zvláštnostmi a sportovními návyky. Výzkumem bylo zjištěno, že chůze se stabilizuje teprve kolem 7 let věku, kdy je dynamický stereotyp stabilizován a upevněn natolik, že dítě má v lokomočních pohybech fixovány individuální odchylky charakteristické právě pro ně a chodí svými individuálními jedinečnými lokomočními pohyby.

Zajímavý je pohled na ontogenetický vývoj lokomoce, který vede na základě motivace a psychologického zrání spolu s vývojem celkovým a hybného systému zvláště k tomu, že se dítě stále více snaží lokomoci zrychlit a zkvalitnit. Probíhá to cestou zkracování rovnovážné fáze kroku, která z počátečního poměru k aktivnímu 50:50 % přes 15:85 % se dostane až k nulové hodnotě, což tedy znamená, že se dítěti podaří pohyb, při němž se v pohybovém vzorci kroků nedotýká podložky vůbec. Vytváří se okamžik nebo období, kdy se podložky nedotýká ani

jednou nohou. Toto období se nazývá letová fáze. V počátku je její trvání minimální, vývojem se prodlužuje a dosahuje při ovládnutí běhu 50 % času a později při dokonalém běhu až 85 % času. V pohybovém vzorci dokonale ovládnutého běhu tvoří letová fáze 85 % času a odrazová fáze 15 % času.

Zdokonalování chůze z biomechanického hlediska lze sledovat také na výchylce trajektorie těžiště těla při chůzi. Na obr. 80 je znázorněno horizontální zrychlení těžiště těla při bipedální lokomoci v průběhu osvojování si dynamického stereotypu.



Obr. 80 Horizontální zrychlení při normální chůzi u dětí a výchylka trajektorie těžiště těla při chůzi velmi názorně ilustruje průběh zdokonalování dynamického stereotypu chůze (převzato od Straus, 2001)

Nástup letové fáze jako vyšší kvality bipedální lokomoce (správně se rozvíjející dítě ovládne motorickou činnost dolních končetin zejména tak, aby mohlo provést letovou fázi v sérii pěti kroků za sebou) lze pro průměrně se vyvíjející zdravé dítě přesně stanovit v rozmezí od 2,69 roku do 3,39 roku. Rozhodně lze říci, že dítě, které nezvládne letovou fázi běhu do 3 let a 5 měsíců, lze považovat za retardované (motoricky nebo psychicky). Výška těla je dalším z limitujících faktorů zvládnutí letové fáze; ta se vytváří u dětí tělesné výšky od 91 cm do 106 cm. Opět z toho vyplývá, že pokud dítě dosáhne výšky přes 106 cm a neovládá letovou fázi, je možné je pokládat za motoricky retardované. Vztah letové fáze ke hmotnosti těla je dán rozsahem pásma od 12,3 kg do 15,3 kg. Také tato horní hranice je limitem, kdy zdravé a fyziologicky vyvinuté dítě má ovládnout letovou fázi (tab. 5).

Tab. 5 Limitní hranice pro nástup letové fáze u dětí

Věk	2,29 - 3,39 roků
Tělesná výška	91 - 106 cm
Tělesná hmotnost	12,3 - 15,3 kg

Nevýhodou identifikace osoby podle chůze je již výše zmíněný fakt, že i když každá osoba má teoreticky jedinečnou chůzi v ideálních podmínkách, změna podmínek může

způsobit více odchylek u jedné osoby než mezi dvěma rozdílnými osobami, navíc lidé mohou úmyslně změnit způsob chůze. Tyto okolnosti vedou k diskusím, jak přesná identifikace podle chůze skutečně může být.

2.4 Biomechanika pádu z výšky

2.4.1 Úvod do problematiky

Pády patří mezi jedny z nejvíce frekventovaných aplikací forenzní biomechaniky. Může k nim dojít v souvislosti a nehodou, vraždou nebo sebevraždou. Jak ukazují statistiky Českého statistického úřadu, pády patří k nejčastější vnější příčině úmrtí. Záchrana osob z výšek je však náročnou činností, která vyžaduje značný teoretický rozhled, technickou zručnost a také praktické zkušenosti. Jako způsob sebevraždy činí pády z výšky zhruba 8% případů, což je 100 – 150 sebevražd ročně. Biomechanickým posouzením je možné přispět k zodpovězení otázky, co bylo příčinou pádu, zda osoba spadla sama nebo zda jí byl něčím přičiněním udělen silový impuls.

Při řešení problematiky pádů z výšek je možné zvolit dva základní přístupy:

experiment
modelování

Experimentální výzkumy jsou realizovány s odpovídajícími figurínami, u nichž jsou sledovány podstatné charakteristiky při volném pádu a následném dopadu. Jinou možností experimentálního výzkumu je sledování kinematických charakteristik pokusných osob při skocích do vody.

Modelování spočívá ve vytvoření matematického modelu na základě shromážděného experimentálního materiálu a dat získaných na základě dokumentace reálných případů. Po zadání vstupních parametrů pádu je vytvořený počítačový program schopen trojdimenzionálně simulovat pád těla. Příkladem tohoto programu je „Fall-Body“, který byl vytvořen na základě experimentů prof. Strause. Modelování živých organismů je v současnosti aktuální, stále však velmi složitou problematikou. Matematický model je sestaven podle principu matematického modelování, má odlišnou povahu než objekt a jeho chování je popsáno soustavou rovnic, která je totožná se soustavou popisující zkoumané stránky originálu. Sestrojení modelu vyžaduje určitou analogii mezi stránkami a procesy probíhajícími v modelu a objektu. Abychom mohli hlouběji proniknout do podstaty výzkumného modelování a simulování, museli bychom definovat výchozí termíny jako model, systém, statický a dynamický systém, prvky systému, atributy prvku, stav systému atd. To by bylo nad rámec tohoto studijního materiálu, proto uvádíme pouze základní definice modelování a simulování: Podstatou modelování ve smyslu výzkumné techniky je náhrada zkoumaného systému jeho modelem (přesněji: systémem, který jej modeluje), jejímž cílem je získat pomocí pokusu s modelem informaci o původním zkoumaném systému. Simulace je výzkumná technika, jejíž podstatou je náhrada zkoumaného dynamického systému jeho simulátorem s tím, že se simulátorem se experimentuje s cílem získat informace o původním zkoumaném dynamickém systému.

Pro komplexní a seriózní vědecké řešení otázek pádů z výšky je nezbytné srovnání teoretických simulací a s daty získanými experimentálně.

2.4.2 Biomechanická klasifikace pádů

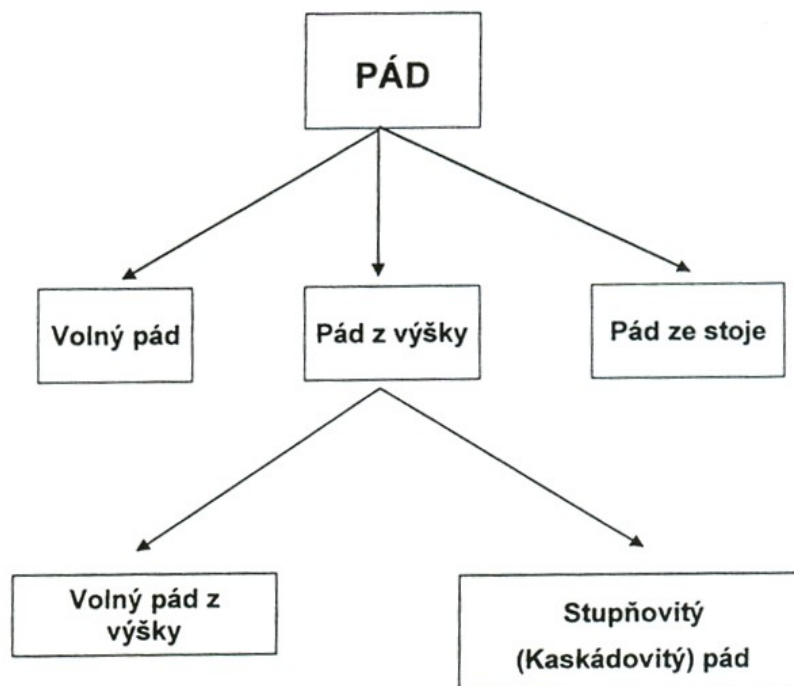
Z hlediska forenzní biomechaniky je možné klasifikovat pády z několika hledisek. Pád může být vyvolán řadou příčin. Jestliže se nejedná o působení sil jiného člověka, jedná se o objektivní nebo subjektivní příčiny. Mezi objektivní příčiny můžeme zařadit:

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

Jako subjektivní příčina se může projevit již zmíněný panický strach z výšky a pocit, že je člověk přitahován k zemi a následný pád.

Podle výšky pádu lze pády rozdělit v zásadě do tří skupin (obr. 81):

1. pád ze stoje,
2. pád z výšky,
3. volný pád.



Obr. 81 Základní klasifikace pádů

Pád ze stoje vzniká při překlopení těla kolem překlopné hrany, kterou tvoří přímka procházející plochou opory chodidel. V těchto případech padá tělo na plochu břicha nebo zad a pro biomechanickou analýzu je dominantní úder do hlavy a s tím související důsledky. Z hlediska biomechaniky rozlišujeme tři druhy nehod při chůzi, které vedou k pádům. Jednak je to uklouznutí, dále zakopnutí, a nakonec klopýtnutí s následným pádem. Uvedený druh pádů je frekventovaný u dvou věkově odlišných skupin. Často se objevuje u mladých teenagerů jako důsledek jízdy na in-line bruslích nebo skateboardu a dále jsou pády časté u starých lidí, kteří klopýtnou v důsledku špatné motoriky a koordinace pohybů při chůzi. V kriminalistice jsou důležité také případy, kdy útočník udeří oběť, ta spadne, zraní se a je důležité posoudit, zda pád napadené osoby byl v přímém důsledku úderu nebo vznikl jako sekundární jev.

Pád z výšky vzniká tehdy, nachází-li se tělo na zvýšené podložce, překlopí se kolem překlopné hrany a dochází k pádu. Při pádu se těžiště těla pohybuje po parabole nebo po

vertikále. Pád těla je z takové výšky, že po celou dobu pádu se zvyšuje jeho rychlost a odpor vzduchu je možné prakticky zanedbat, jeho velikost je minimální. Pohyb těla je po celou dobu pádu rovnoměrně zrychleným pohybem. Nejčastěji se jedná o pády z oken budov.

Volný pád vzniká tehdy, jestliže tělo člověka padá z velké výšky, tělo se při pádu urychluje a po dosažení své maximální rychlosti naroste odpor vzduchu do takové velikosti, že se vyrovná tíhové síle a dále se tělo pohybuje konstantní rychlostí. Pohyb padajícího těla je nejprve pohybem rovnoměrně zrychleným a od určitého okamžiku je pohybem s konstantní rychlostí. Typickým příkladem volného pádu jsou pády při leteckých katastrofách.

Podle toho, zda je tělo před vlastním pádem v klidu, nebo pohybu, rozlišujeme:

pády pasivní - před vlastním pádem je tělo v klidu,

pády aktivní - v okamžiku pádu je tělo v pohybu, je urychleno přiloženými silami.

Podle toho, zda tělo při pádu rotuje, rozlišujeme pády:

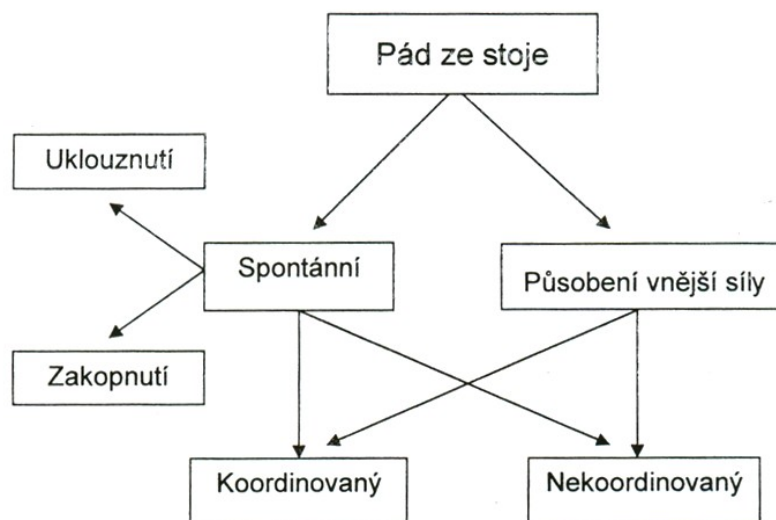
s rotací

bez rotace

Proces pádu a následný let člověka (těla) z výšky je dále omezen řadou zákonitostí a má několik etap. Následující grafy ukazují, jaké varianty mohou nastat u volného pádu, pádu ze stoje a pádu z výšky.

Volný pád může být nekoordinovaný nebo koordinovaný, to v případě, že člověk mění polohu aktivní činností končetin.

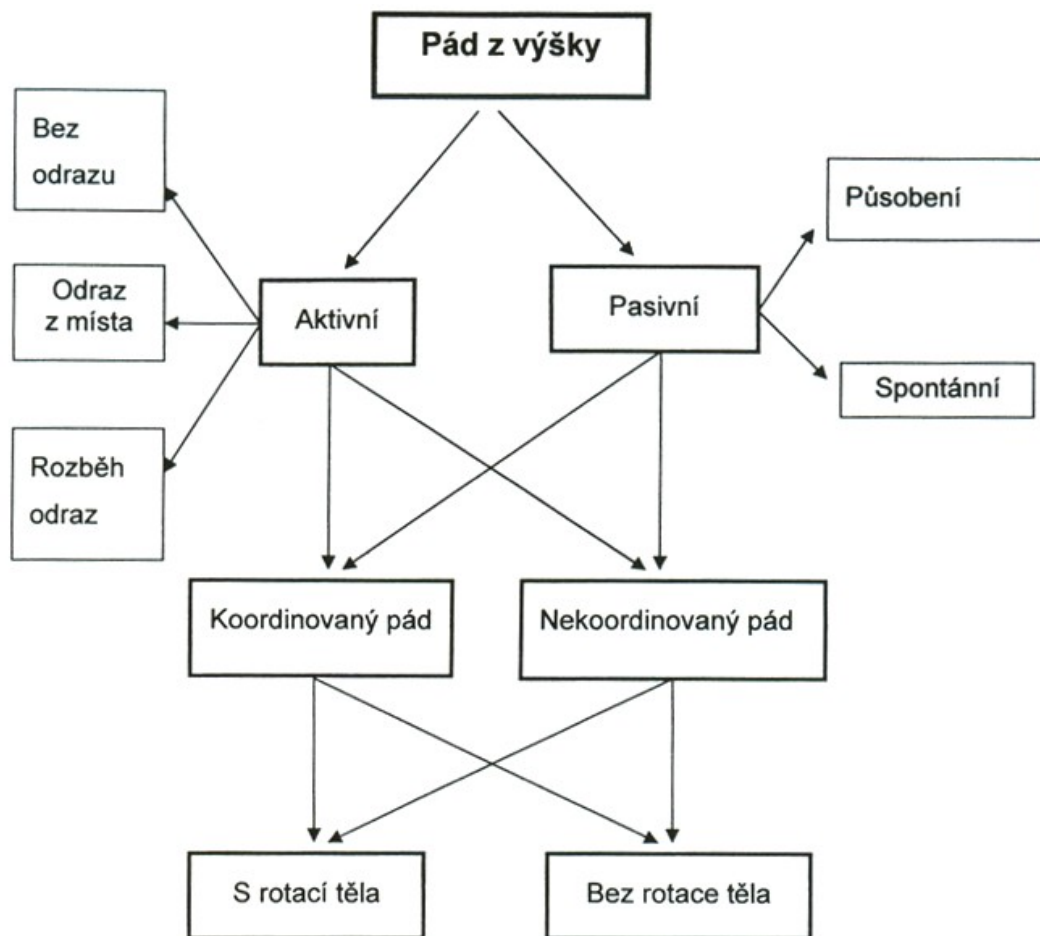
Pád ze stoje může vzniknout působením vnější síly nebo spontánně. Při obou těchto příčinách se může tělo chovat koordinovaně či nekoordinovaně. Jde-li o spontánní pád, příčinou je uklouznutí, nebo zakopnutí člověka (obr. 82).



Obr. 82 Schéma pádu z polohy stoj na podložku

Pád z výšky může být aktivní nebo pasivní. Jde-li o aktivní pád, je průběh pádu ovlivněn působišťem a orientací vektoru působící síly (umístění do těžiště těla nebo mimo) a dále tím, jakým způsobem je přidáno urychlení. Možností získání rychlosti před pádem je rozběh s odrazem nebo pouze odraz z místa nebo se jedná o pohybující se tělo člověka s následným pádem bez odrazu. K pasivnímu pádu, tedy pádu z klidové polohy, může dojít spontánně nebo

působením vnějších sil. Nejprve se tělo překlápí kolem oporné hrany bez skluzu a translace. Dále dochází ke skládání pohybu, a to rotace těla a translace, a následuje „zrušení“ kontaktu těla s oporou a následný pád. Ať se jedná o aktivní či pasivní pád, po opuštění podložky následuje koordinovaný či nekoordinovaný pád, s rotací těla či bez rotace (obr. 83).



Obr. 83 Obecné schéma pádu z hlediska forenzní biomechaniky

2.4.3 Kinematika a dynamika pádů

Pád z výšky může být důsledkem nehody, vraždy nebo sebevraždy. Při pádu z relativně malých výšek padá těžiště těla po parabole, pro pády z velkých výšek (kdy je nutné uvažovat i odpor vzduchu) se jedná o pád po balistické křivce. V biomechanickém řešení uvažujeme pády těla jako otevřeného kinematického řetězce, kdy lze zanedbat odpor vzduchu, tj. pády lidského těla z výšek do 150 metrů, pak je tedy zřejmé, že těžiště těla se bude pohybovat vždy po parabole. Vzdálenost místa skoku k místu dopadu a výška jsou hlavní faktory, které mohou naznačit motiv skákajícího a zhodnocením konkrétní trajektorie pádu může biomechanická analýza poskytnout rozhodující informace k určení způsobu usmrcení. Biomechanické posouzení pádů obětí z výšky se nejčastěji využívá u pádů z okna. Stává se, že agresor napadne oběť a v úmyslu ji usmrtit ji vyhodí z okna a při vyšetřování se brání tím, že oběť vypadla sama nebo nějakou nešťastnou náhodou. Biomechanická analýza může posoudit otázku, zda osoba vypadla z okna sama, bez cizího zavinění, nebo zda jí byl v okamžiku vypadnutí udělen silový impuls, a tedy ji někdo vyhodil (případně jestli se odrazila). Jde o posouzení geometrie a kinematiky těžiště těla při pádu jako otevřeného kinematického řetězce.

Hlavní determinanty před vznikem pádu, které předurčují typ pádu, jsou bod odrazu, úhel odrazu, bod dopadu a výška pádu; jejich zhodnocením je možno určit typ pádu.

Pro všechny následné úvahy předpokládáme následující **mechanické podmínky**:

- Těleso se při pádu chová jako otevřený kinematický řetězec
- Těžiště těla se při pádu pohybuje po parabole
- Z polohy ve stoje se do okamžiku ztráty kontaktu těžiště těla pohybuje po kružnici.
- Na tělo působí jen ty síly, které vznikly v okamžiku odrazu.
- Odpor vzduchu zanedbáváme (experimentálně zjištěno do 152 metrů nad zemí).

Pro **výpočet trajektorie těžiště** je nezbytné získat následující informace:

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

Volný pád

Základním pohybem tělesa v tíhovém poli Země je volný pád. Jedná se o rovnoměrně zrychlený pohyb s nulovou počáteční rychlostí. Volným pádem se pohybuje těleso volně puštěné v blízkosti povrchu Země (v homogenním gravitačním poli) a kromě gravitační síly na těleso nepůsobí žádná další síla. Odpor vzduchu tedy zanedbáváme, jak jsme již uvedli v mechanických podmínkách. Volný pád je tedy rovnoměrně zrychlený přímočarý pohyb se zrychlením rovným gravitačnímu zrychlení $g = 9,806\ 65\ \text{m}\cdot\text{s}^{-2}$. Velikost hmotnosti m tělesa nemá na pohyb vliv. Všechna tělesa padají ve vakuu se stejným zrychlením g .

Závislost velikosti okamžité rychlosti a dráhy volně padajícího tělesa na čase vyjadřují vztahy

$$v = gt ,$$

$$s = \frac{1}{2}gt^2 .$$

Známe-li dráhu, kterou těleso při volném pádu urazilo, můžeme určit dobu pádu

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

a následně rychlost tělesa při dopadu

$$v = gt = \sqrt{2gs} .$$

Samotný volný pád není v pádech lidského těla obvyklý, ale tvoří složku složitějších pohybů.

Skládání pohybů

Při pádech člověka z výšky se tělo může pohybovat po různých trajektoriích a přitom ještě vykonávat různě složité rotace. Při analýze těchto složitých pohybů, které jsou komplexně těžko řešitelné, přistupujeme k procesu rozkládání složitého pohybu na více pohybů jednodušších. Výsledný pohyb může vzniknout např. složením více přímočarých pohybů, složením přímočarého pohybu s křivočarým, složením více křivočarých pohybů, přímočaré či křivočaré pohyby složené s rotací těla kolem os procházejících těžištěm, přičemž jednotlivé pohyby mohou být rovnoměrné či nerovnoměrné. Každý z těchto pohybů můžeme vždy kinematicky charakterizovat pomocí trajektorie, rychlosti, zrychlení, atd.

Princip nezávislosti pohybů

Jestliže tělo koná více pohybů v různých směrech současně, vnímáme výsledný pohyb jako jediný a plynulý. Chceme-li určit jeho polohu v čase t , využíváme **principu nezávislosti pohybů**, který vyslovil již Galilei:

Koná-li těleso současně dva nebo více pohybů po dobu t , je jeho výsledná poloha taková, jako kdyby konal tyto pohyby postupně v libovolném pořadí, každý po dobu t .

V praxi tedy řešíme zvlášť jednotlivé složky pohybu. Nejčastěji výsledný pohyb rozkládáme v kartézské soustavě souřadnic na pohyb ve vodorovném a ve svislém směru, tedy do osy x a osy y . Z principu nezávislosti pohybů vyplývá, že **pohyby, které se odehrávají ve dvou vzájemně kolmých směrech, se neovlivňují**.

Vodorovný vrh

Vodorovný vrh koná těleso, jemuž v homogenním gravitačním poli udělíme počáteční rychlost v_0 ve vodorovném směru. Vodorovný vrh můžeme rozložit na rovnoměrný přímočarý pohyb ve vodorovném směru a na volný pád tělesa ve svislém směru. Trajektorií je část paraboly.

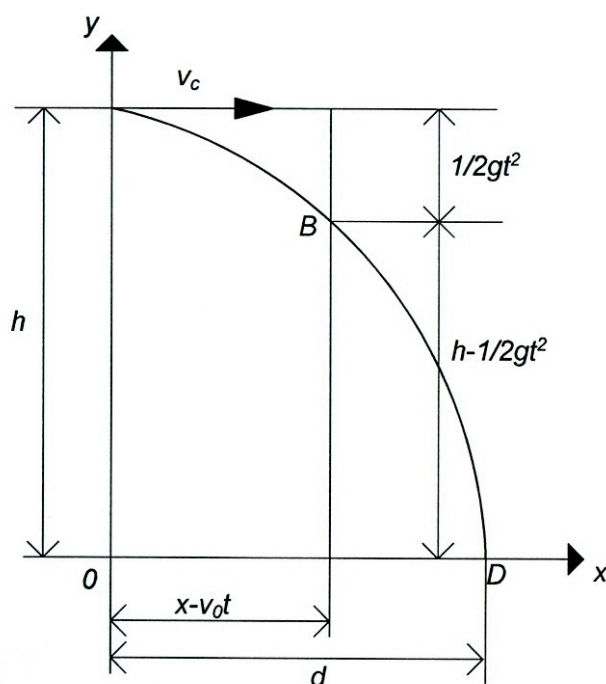
Jestliže souřadnice místa vrhu jsou $x_0 = 0$, $y_0 = h$, pak souřadnice bodu, ve kterém se těleso nachází za dobu t , jsou následující (obr. 84):

V ose x se těleso pohybuje rovnoměrně přímočaře, proto

$$x = v_0 t .$$

V ose y klesá těleso volným pádem, tedy rovnoměrně zrychleně se zrychlením g , proto

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



Obr. 84 Vodorovný vrh (upraveno dle Svoboda a kol., 1996)

Při pádu po trajektorii vodorovného vrhu má tělo počáteční horizontální rychlost v_0 . Jaký je vztah mezi touto rychlostí, výškou místa ztráty kontaktu s podložkou a vzdáleností těžiště těla od svislice pádu?

V okamžiku dopadu je $y = 0$. Odtud zjistíme dobu pádu

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

Po dosazení takto vyjádřené doby pádu do vztahu pro x-ovou souřadnici dostáváme délku vodorovného vrhu, tedy vzdálenost těžiště těla od svislice pádu:

$$d = v_0 \sqrt{\frac{2h}{g}}$$

Naopak ze známé vzdálenosti d a výšky h můžeme vypočítat počáteční horizontální rychlost:

$$v_0 = d \sqrt{\frac{g}{2h}}$$

Vzhledem k tomu, že lidské tělo má odlišné mechanické vlastnosti než tuhé fyzikální těleso, je třeba obecně platné fyzikální zákony mírně modifikovat podle biologických vlastností lidského těla. Straus pro podmínky lidského těla uvádí následující vztah:

$$x_T = \frac{v^2 \cos \alpha_v}{g} \left(\sin \alpha_v + \sqrt{\sin^2 \alpha_v + \frac{2hg}{v^2}} \right),$$

Kde x_T je vzdálenost, do které dopadlo těžiště těla, h je výška pádu, α_0 je úhel odrazu a v je horizontální složka vektoru dopředné rychlosti.

Tímto vztahem se již dostáváme k pohybu po trajektorii šikmého vrhu vzhůru. Ten nastává v případě, kdy má těleso v okamžiku odpoutání se od podložky kromě počáteční horizontální i svislou složku rychlosti.

Šikmý vrh vzhůru

Šikmý vrh vzhůru koná těleso v homogenním gravitačním poli, které má počáteční rychlost v_0 svírající s horizontální rovinou nenulový elevační úhel. **Elevační úhel** (neboli úhel vzletu) při šikmém vrhu je úhel mezi vodorovnou rovinou a vektorem počáteční rychlosti v_0 .

Šikmý vrh vzhůru vzniká složením rovnoměrného přímočarého pohybu ve vodorovném směru a svislého vrhu vzhůru ve svislém směru. Zvolíme-li souřadnicovou soustavu Oxy , pak jsou souřadnice tělesa v čase t od počátku pohybu následující (obr. 85):

V ose x – rovnoměrný přímočarý pohyb

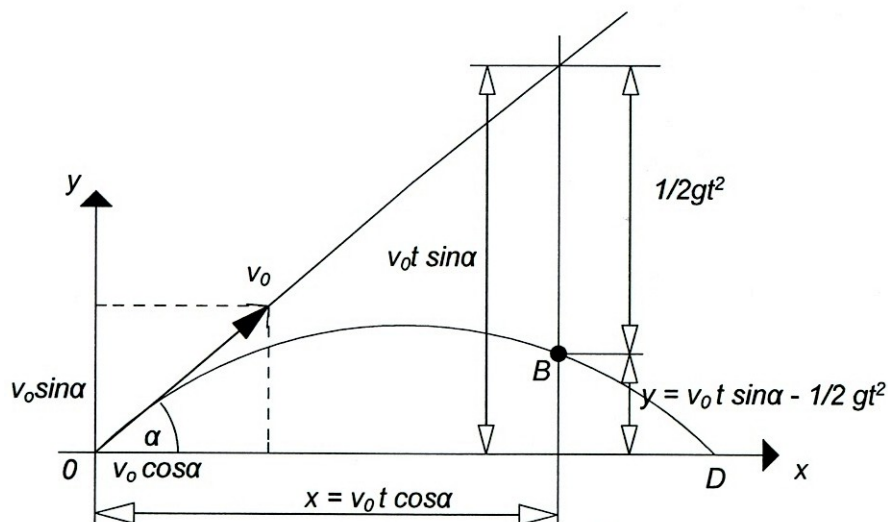
$$x = v_{0x} t .$$

V ose y – svislý vrh vzhůru

$$y = v_{0y} t - \frac{1}{2} g t^2 .$$

Abychom zjistili potřebné velikosti počáteční rychlosti zvláště v ose x a ose y , musíme udělat průmět počáteční rychlosti v_0 do těchto dvou kolmých směrů. Horizontální počáteční rychlost v_{0x} a vertikální počáteční rychlost v_{0y} vyjádříme pomocí počáteční rychlosti v_0 a elevačního úhlu α :

$$v_{0x} = v_0 \cos \alpha , v_{0y} = v_0 \sin \alpha .$$



Obr. 85 Šikmý vrh vzhůru (upraveno dle Svoboda a kol., 1996)

V letové fázi se pak vodorovná rychlost nemění, ve směru vertikálním dochází v první půlce vrhu ke snižování počáteční rychlosti v_{0y} až na nulu. V tom okamžiku dosahuje těleso maximální výšky, poté začne vertikální složka rychlosti narůstat až na svou počáteční hodnotu. Při zanedbání odporu vzduchu jsou tedy složky rychlostí v_x a v_y při dopadu stejně velké jako byly na počátku.

Pro určení délky šikmého vrhu vzhůru vyjdeme ze souřadnic bodu dopadu tělesa D .

$$x_D = d = v_0 t_D \cos \alpha ,$$

dobu vrhu vyjádříme

$$t_D = \frac{2v_0 \sin \alpha}{g} .$$

Po dosazení do vztahu pro x_D dostáváme délku vrhu

$$d = v_0 t_D \cos \alpha = v_0 \frac{2v_0 \sin \alpha}{g} \cos \alpha = \frac{v_0^2 \sin 2\alpha}{g} .$$

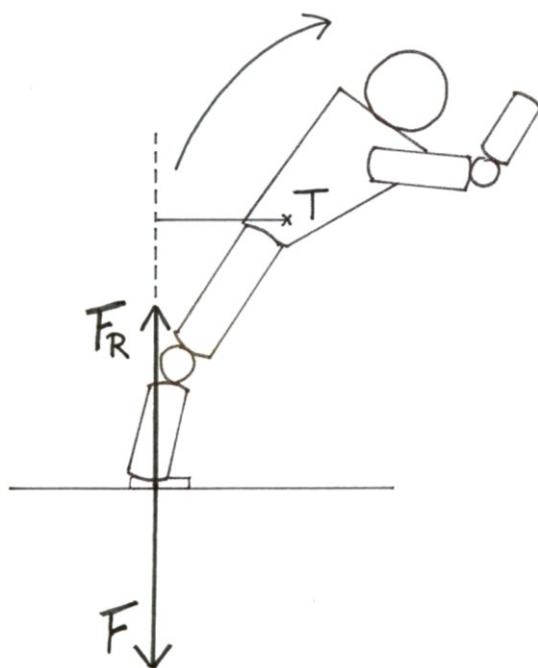
Vidíme, že délku vrhu ovlivňují dvě proměnné, počáteční rychlost v_0 a velikost elevačního úhlu α .

Rotace těla při pádech

Podmínkou vzniku otáčivého pohybu je silové působení mimo osu otáčení. Míru otáčivého účinku síly definuje fyzikální vektorová veličina **moment síly**. Její velikost závisí na velikosti a směru působící síly a na poloze jejího působišťe, jak jsme již uvedli výše.

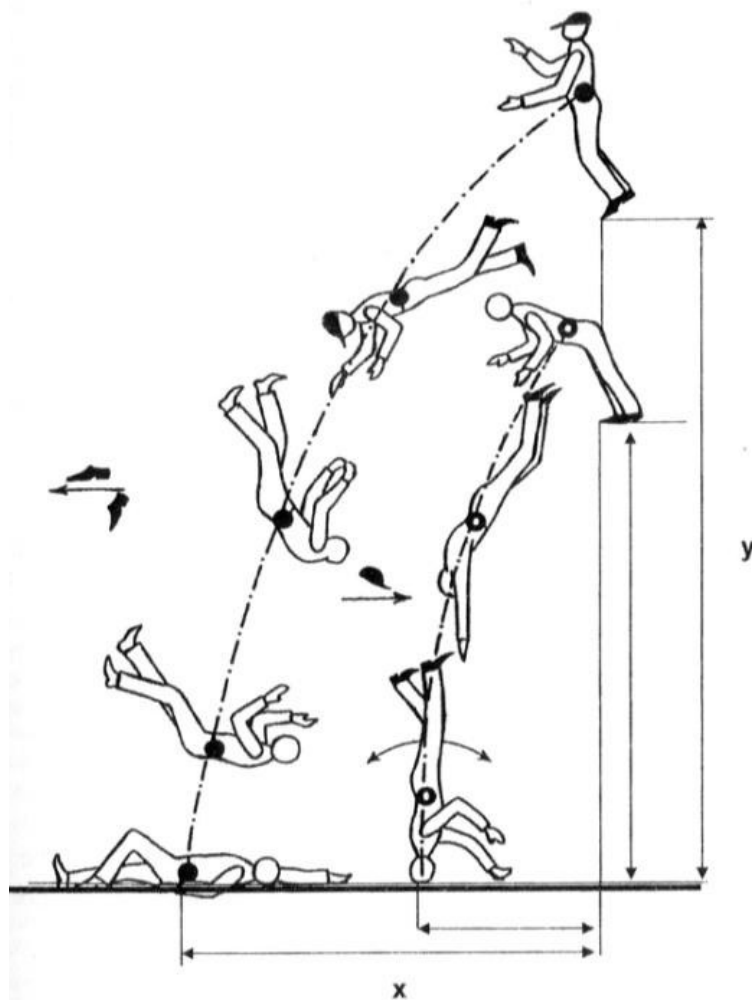
$$M = F r .$$

Rotace, které vznikají při pádu člověka z výšky, mohou být rozdílné podle toho, zda se jednalo o pád z klidu nebo při pohybu, jestli byly přiloženy vnější síly, či nikoli. Při pádu z klidové polohy dochází nejprve k překlápění těla kolem oporné hrany, bez skluzu a translace. V tomto případě bývá rotace způsobena momentovým působením tíhové síly. Výsledná tíhová síla působí v centrálním těžišti těla. Při překlápění těla je osou otáčení místo kontaktu s podložkou. Jakmile se člověk mírně vychýlí ze své rovnovážné polohy, vektorová přímka působící síly se dostává mimo plochu opory, v důsledku čehož vzniká rameno tíhové síly. Díky tomu se člověk začíná otáčet. Se zvětšující se výchylkou těla se zvětšuje rameno tíhové síly, tedy i její otáčivý účinek (obr. 86).



Obr. 86 Působení sil při odrazu s rotací

Následuje zrušení kontaktu těla s oporou a následuje bezoporová fáze pádu s rotací nebo bez rotace. To závisí na pohybech těla v okamžiku, kdy tělo opouští podložku. Pokud člověk nekompensuje vhodnými pohyby či odrazem rotaci vzniklou při překlápění těla, po opuštění podložky tělo pokračuje v otáčivém pohybu. Při něm se tělo otáčí kolem osy procházející těžištěm. K tomuto otáčivému pohybu se přidává i pohyb translační (obr. 87). Při pádech člověka se setkáváme i se složitějšími pohyby, kdy v bezoporové fázi dochází k otáčení určitých segmentů těla kolem více os současně, přičemž všechny tyto volné osy procházejí centrálním těžištěm těla. Při pádech, ke kterým došlo přiložením vnější síly, je průběh pádu a tedy i rotace ovlivněna působením a orientací vektoru působící síly - umístění do těžiště těla, jakožto osy otáčení v letové fázi, nebo mimo něj.



Obr. 87 Trajektorie těžiště při pádu z výšky (Převzato od Straus a kol., 2004)

Jestliže se tělo během pádu dostane do kontaktu s nějakou překážkou, např. balkon, parapet, apod. je tím změněna trajektorie jeho pohybu a dochází přitom i ke změnám rotace těla. Pokud však k žádnému takovému kontaktu nedojde, není už během letu možné žádnými pohyby změnit trajektorii těžiště těla. Ta je zcela určena okamžikem odrazu. Tato skutečnost plyne ze **zákona zachování hybnosti**. Lidské tělo v letové fázi můžeme pokládat za izolovanou soustavu. Vektor celkové hybnosti těla se tedy v letové fázi nemění. Působením svalové síly můžeme v letové fázi pohnout určitým segmentem. Díky platnosti 3. Newtonova zákona vzniká k této akci reakce – je vyvolán pohyb jiné části těla v opačném směru. Těžiště je bodem, ke kterému se tyto pohyby vztahují. Ze **zákona zachování momentu hybnosti** vyplývá, že u lidského těla nemůžeme za letu pouhým působením vnitřních sil přivodit trvalé otáčení. Určitými pohyby můžeme pouze měnit poměr mezi momentem setrvačnosti J svého těla a rychlostí otáčení ω . Na základě gyroskopického efektu a Coriolisovy síly je také možné částečně převést rotaci kolem jedné osy na rotaci kolem osy jiné, jak to můžeme vidět např. v gymnastice u salt s vruty, u rotací při skocích do vody, apod.

Podstatným závěrem těchto úvah tedy je fakt, že pro charakteristiky pohybu těla v letové fázi (tedy i následného dopadu) je rozhodující mikrofáze odrazu neboli opuštění podložky.

Odpor prostředí při pádu z výšky

Během pádů, především z velkých výšek, působí na člověka odpor vzduchu F_o . Na čem velikost této odporové síly závisí? Při pohybu narážejí segmenty těla na částice prostředí, které jim stojí v cestě. Čím je těchto částic více, čím je tedy větší hustota prostředí ρ , tím je pohybu kladen větší odpor. Nárazem jsou částice odstraňovány z dráhy pohybu a tělo obtékají, přičemž dochází k **tření** mezi částicemi prostředí a povrchem těla. Minimalizujeme-li toto tření, zmenšíme tím odpor prostředí.

Odpor prostředí je dále ovlivněn **tvarem tělesa**, protože ten ovlivňuje způsob, kterým jej tekutina obtéká. Aerodynamický tvar tělesa zachovává v maximální možné míře laminární proudění tekutiny. Čím má tedy těleso aerodynamičtější tvar, tím je odpor prostředí menší. Tvar tělesa je charakterizován součinitelem odporu C_x . Tento součinitel je bezrozměrné číslo, nemá tedy jednotku. Nejaerodynamičtější tvar je tvar kapky (vpředu zakulacený, vzadu do špičky), pro něj $C_x = 0,037$. Nejméně aerodynamický je tvar duté polokoule, kdy $C_x = 1,3$. Uzpůsobení tvaru je další z možností, jak můžeme podle potřeby zvětšit či zmenšit odpor prostředí.

Velikost odporu prostředí se mění se změnou **obsahu průřezu tělesa S** kolmého na směr pohybu.

Na charakter proudění a tedy velikost odporu prostředí má vliv **relativní rychlost** proudění. Při malých rychlostech tělesa vzhledem k tekutině je proudění kolem tělesa laminární. Při větších rychlostech však vzniká proudění turbulentní a za tělesem vznikají víry. Relativní rychlost v mezi tělesem a prostředím je nejpodstatnějším faktorem (ve vztahu počítáme s druhou mocninou této rychlosti). Protože jde o relativní rychlost, je jedno, jestli se těleso pohybuje v nehybném prostředí nebo jestli je těleso v klidu a kolem něho proudí plyn nebo kapalina.

Pro velikost odporu prostředí tedy platí

$$F = C_x \frac{1}{2} \rho v^2 S$$

Sestavením pohybové rovnice sil, které působí na tělo během pádu, vyjádříme jejich výslednici:

$$F = F_G - F_o$$

$$F = mg - \frac{1}{2} C \rho v^2 S$$

Během volného pádu s rostoucí rychlostí vzrůstá odporová síla vzduchu. První Newtonův zákon říká, že pokud výslednice sil bude rovna nule, bude těleso setrvávat v klidu nebo se bude pohybovat rovnoměrným přímočarým pohybem. To znamená, že v okamžiku, kdy se vyrovná velikost tíhové a odporové síly, ustálí se rychlost padání. Matematicky to vyjádříme:

$$0 = mg - \frac{1}{2} C \rho v^2 S$$

$$mg = \frac{1}{2} C \rho v^2$$

$$v = \sqrt{\frac{2mg}{C\rho}}$$

Tab. 6 Experimentálně zjištěná mezní rychlost při pádu při různých polohách těla (Straus, 2009):

poloha těla	mezní rychlost
horizontální – ležící na břiše	200 km/h
vertikální – nohama dolů	230 km/h
vertikální – hlavou dolů	300 km/h

Na konci první sekundy volného pádu má tělo rychlost $9,81 \text{ ms}^{-1}$. Experimentálně bylo zjištěno, že ve 12. sekundě má tělo rychlost 65 ms^{-1} , tj. 216 kmh^{-1} . Tabulka 6 ukazuje experimentálně zjištěné mezní rychlosti při různých polohách těla. Nejvyšší rychlosti při volných pádech, které byly člověkem dosaženy, byly naměřeny sportovcům. V nízkých vrstvách atmosféry dosahují rychlosti 298 kmh^{-1} ($82,7 \text{ ms}^{-1}$), v nejvyšších výškách byla naměřena fixována nejvyšší rychlost 988 kmh^{-1} (274 ms^{-1}).

Odpor vzduchu je nezanedbatelný u pádů z velkých výšek, experimentálně bylo zjištěno, že u pádů z výšek do 152 m ho můžeme zanedbat.

Experimentálně zjištěná data

Objektivní řešení otázky výšky a druhu pádu je možné dvěma způsoby. Na základě mechanických zákonitostí je možné vytvořit matematický model a simulaci pádu. Druhou možností je experiment a simulace pádu s vhodnou figurínou. Figurínu je možné nechat padat z určité výšky a posuzovat podmínky vlastního pádu a následného dopadu. Jinou možností je sledování pádů těla s doskokem do vody. Pro získání úplných vědeckých poznatků je optimální komparace teoretických simulací s údaji získanými experimenty.

Při experimentu (Straus, 2009) byly pro různé druhy pádů zjištěny následující hodnoty horizontální složky počáteční rychlosti (tab. 7):

Tab. 7 Experimentálně zjištěné hodnoty horizontální složky poč. rychlosti (Straus, 2009)

Charakter skoku	Horizontální složka rychlosti [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
Odraz, aktivní skok	2,634
Spontánní pád	0,997
Strčení druhou osobou	1,438

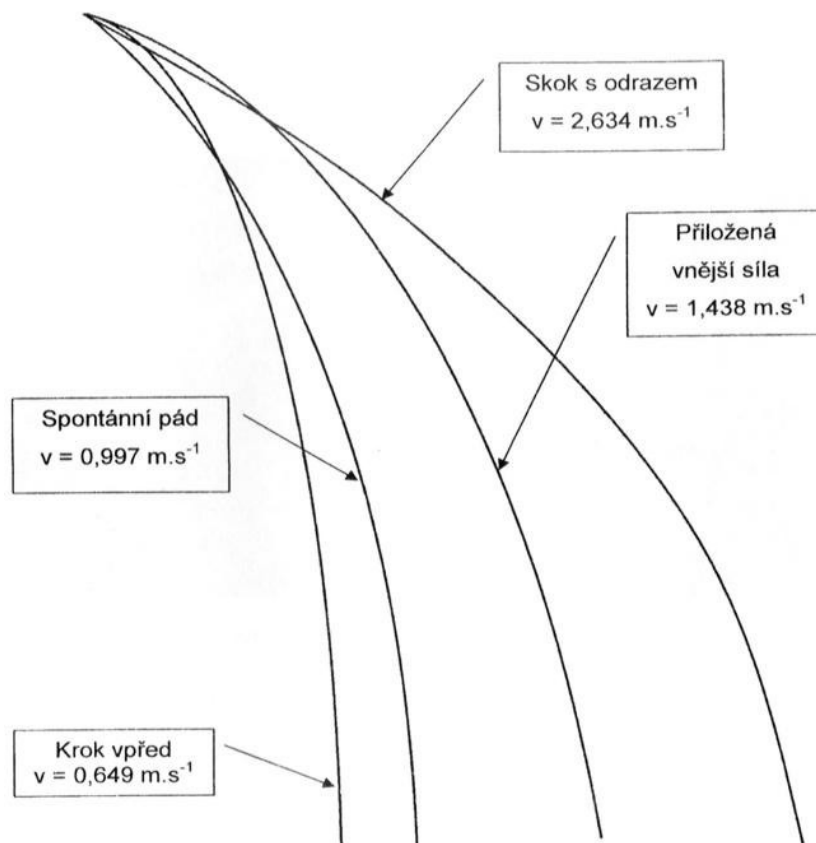
Krok vpřed – normální	0,649
Krok vpřed – maximální	1,041
Krok vzad – normální	0,598
Krok vzad - maximální	1,007

Z analýzy kriminálních případů byly vyvozeny hodnoty, které ukazuje tabulka 8 (Straus, 2009):

Tab. 8 Hodnoty rychlostí odvozené z kriminálních případů (Straus, 2009)

Typ pádu	Horizontální složka [m.s⁻¹]
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

Obrázek 88 znázorňuje trajektorie pohybu těžiště těla při pádu z kroku vpřed, při spontánním pádu, při skoku s odrazem a při pádu s vnější přiloženou silou.



Obr. 88 Trajektorie těla při pádu

Podívejme se ještě na rychlost pádu z hlediska energie. Jestliže je člověk do okamžiku pádu v klidové poloze, pak rychlost jeho pohybu závisí pouze na výšce oporné plochy od místa dopadu a tíhovém zrychlení. To platí na základě zákona zachování mechanické energie, kdy se potenciální energie mění na energii kinetickou. Platí tedy:

$$E_p = E_k$$

$$mgh = \frac{1}{2}mv^2$$

$$v = \sqrt{2mgh}$$

Tento výpočet je ovšem jen přibližný a odpovídá pádům z nižších výšek, při nichž tělo nabývá menších rychlostí. Jak jsme již výše uvedli, s rostoucí relativní rychlostí pohybu těla v prostředí roste kvadraticky odpor prostředí, který pohyb brzdí a v určitém okamžiku rychlost pádu ustálí. Třením a nárazy částic prostředí na tělo se tak část energie padajícího těla přeměňuje na vnitřní energii U jak těla, tak i částic prostředí. Zákon zachování mechanické energie se tak v reálné situaci rozšiřuje na zákon zachování celkové energie:

$$E_p = E_k + \mathcal{J}$$

Zranění při pádu

Od okamžiku odrazu nebo opuštění opory do okamžiku dopadu může padající nabývat několika zásadních poloh, a to:

vertikální - hlavou dolů nebo nohama dolů

horizontální - čelem dolů nebo zády dolů
nebo polohu velmi blízkou těmto dvěma.

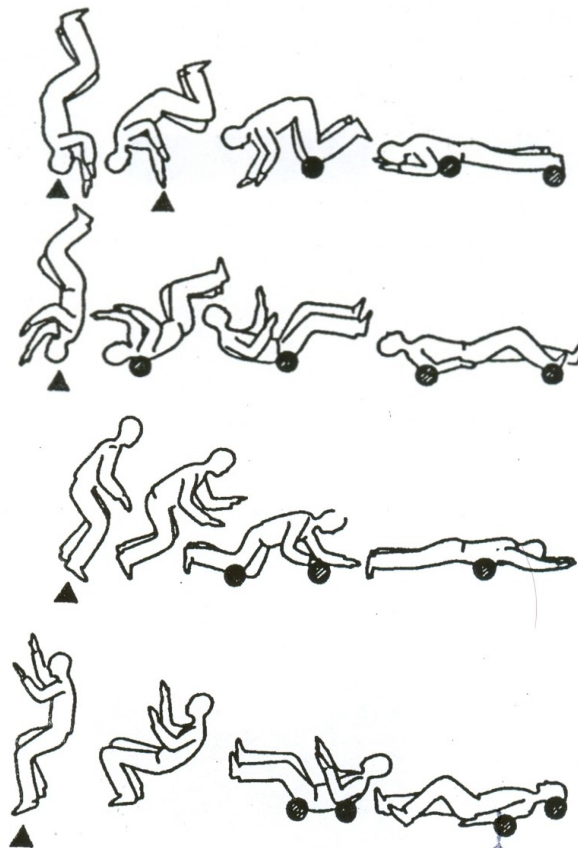
Při vertikální poloze těla (v době letu) může osoba dopadnout na nohy, oblast kolen, hlavu, sedací část. Při horizontální poloze těla dopadá tělo na plochu těla, a to přední plochu, zadní plochu, boční část. Všechny varianty dopadu se mohou kombinovat.

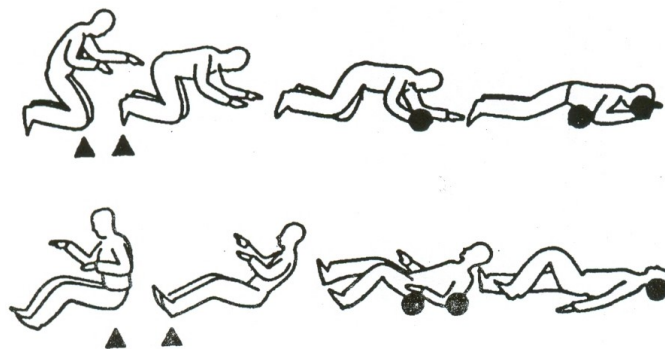
Při dopadu těla z výšky dochází k poranění těla jednak v bezprostředně kontaktních místech těla s podložkou a dále na těch částech těla, kam nesměřoval přímý silový úder (dopad), ale při dokončení pádu vznikne traumatické poškození vzdálenějších míst těla. Při dopadu vzniká primární úder na určitou část těla, poté se může tělo buď odrazit a dopadnout sekundárním dopadem (při volných pádech), nebo se překlápí a dopadá na další části těla, zpravidla na větší plochu těla.

Podle nálezu poškození těla rozlišujeme tedy dopady na (obr. 89):

primární dopad těla – vzniká v prvním kontaktu těla s podložkou v okamžiku dopadu (interakce), v tomto místě působí zpravidla velmi vysoká dynamická složka vektoru síly, která je dána dopadovou rychlostí, hmotností těla (dopadající hmoty) a mechanickými podmínkami dopadové plochy (velikosti impaktu).

sekundární dopad těla – vzniká následným dopadem ostatních částí lidského kinematického řetězce po primárním dopadu. Zpravidla působí na tělo menší dynamické rázové složky síly.





Obr. 89 Místa primárního a sekundárního dopadu při pádu z výšky s dopadem na hlavu, na nohy a na kolena nebo sedací část (převzato od Straus, 2004)

Nezávisle na druhu pádu vznikají principiálně dva druhy poranění:

místní (primární)
vzdálené (sekundární).

Místní (primární, kontaktní) poranění vzniká v místech bezprostředního kontaktu přiložených traumatizujících destruktivních sil v okamžiku dopadu těla na podložku.

Sekundární (vzdálená) poranění vznikají následně jako druhotná poranění vzdálená od míst primárních poranění.

Při pádu těla ve vertikální poloze a dopadu na hlavu vzniká primární poranění na hlavě, velmi častá jsou při těchto pádech také poranění rukou. Tělo se obrací kolem hlavy a dopadá na přední, břišní část nebo na záda. Při dopadu na břicho vznikají sekundární poranění na kolenou, břicho a prstech nohou. Při dopadu na záda - primární jsou sekundární poranění na krku, sedací části (kostrči) a na patách. Při pádu s dopadem na kolena se primární poranění nacházejí na kolenou a přední části nohou.

Mechanismus zranění

Pro objasnění pádu a mechanismu traumatického poškození těla je vhodná spolupráce forenzních biomechaniků se soudními lékaři. Biomechanickým posouzením případu lze objasnit podmínky ztráty kontaktu těla s podložkou a následného letu a dopadu. Soudní lékařství je pak schopné odhalit příčiny zranění či smrti.

Rozsah poškození těla a jednotlivých tkání je závislý na:

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

Síla úderu, která působí na tělo v okamžiku dopadu jako destruktivní síla, je prioritně závislá na dopadové rychlosti a hmotnosti těla a následně se na velikosti této síly podílí také čas destrukce, tedy ten časový okamžik, při kterém rychlost těla nabývá nulovou hodnotu. Tyto závislosti můžeme vysvětlit z biomechanického hlediska pomocí přeměny hybnosti těla na impuls síly. Jak jsme již uvedli, díky gravitačnímu zrychlení narůstá rychlost, kterou člověk padá. Rychlost reálného pádu samozřejmě snižují různé přemety a nárazy padajícího o

terén či konstrukce. Při přemetu se pádová energie přeměňuje v energii rotačního pohybu a rychlost pádu se tak příslušně sníží. Při nárazech se část pádové energie přemění v ničivou práci, čili zlomeniny kostí, luxace kloubů a jiná zranění, což opět výslednou rychlost pádu redukuje. Lidské tělo sice samo o sobě neklade příliš velký odpor, avšak se vzrůstající rychlostí se tento odpor zvyšuje, dokud nedojde k ustálení pádové rychlosti. Těsně před dopadem má tělo člověka hybnost, jejíž velikost závisí na hmotnosti těla a jeho rychlosti:

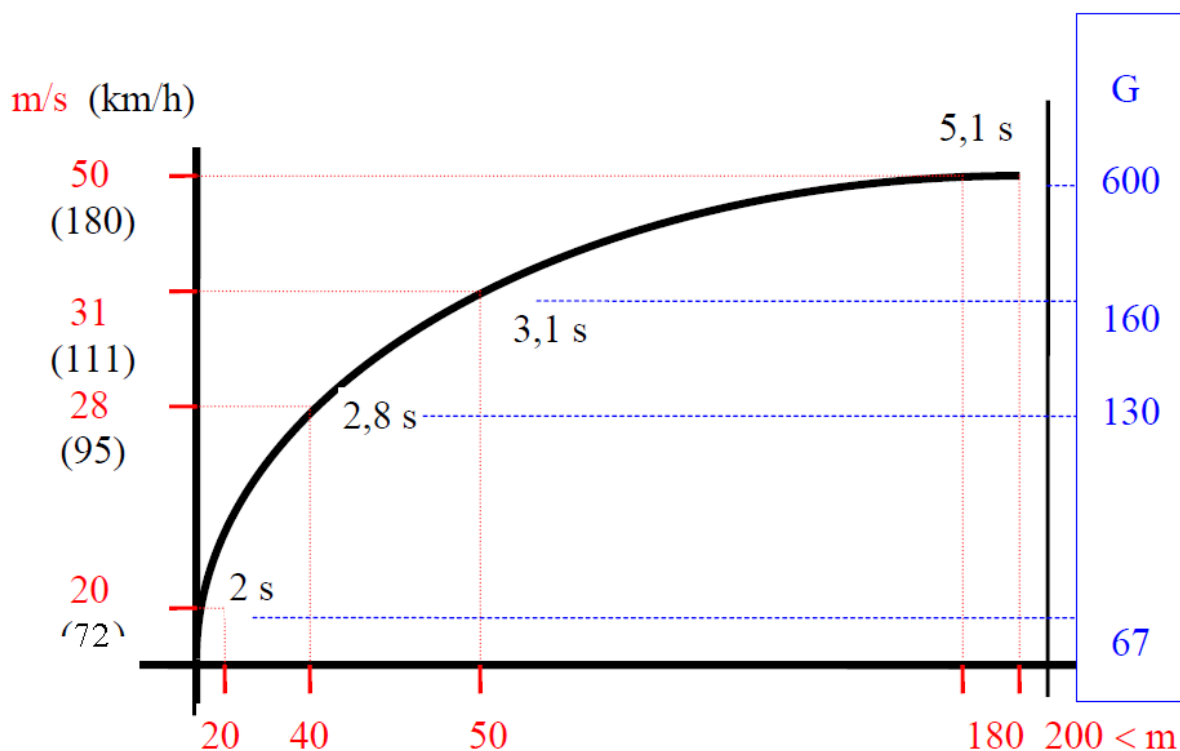
$$p = mv$$

(Pokud tělo rotuje, k této hybnosti se ještě přičítá moment hybnosti: $L = J\omega$)

Dopadem se získaná rychlost snižuje až na nulovou hodnotu. Čím je větší rychlost těla před dopadem, tím je při konstantních podmínkách v průběhu dopadu větší dosažená hodnota zpomalení:

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

Tomuto zpomalení říkáme přetížení G , které vyjadřujeme v násobcích gravitačního zrychlení g . Následující graf (obr. 90) přibližně ukazuje za jak dlouho, jakou rychlostí a s jakým přetížením dopadne člověk při pádu z uvedených výšek.



Obr. 90 Parametry pádu z výšek (Převzato od Volf, 2010)

Dopadem se stejně jako rychlost, tak i hybnost těla snižuje až na nulovou hodnotu. Tato časová změna hybnosti je způsobena impaktními silami při dopadu:

$$F = \frac{\Delta p}{\Delta t}$$

Změnu hybnosti, ke které působením síly F došlo, můžeme vyjádřit součinem $m \cdot \Delta v$:

$$\Delta p = m \Delta v$$

Odtud dostáváme matematické vyjádření proměnných, které ovlivňují velikost impaktní síly – hmotnost těla m , rychlost těla před dopadem v a dobu dopadu t , během které byla rychlost snížena na nulovou hodnotu:

$$F = \frac{\Delta p}{\Delta t} = m \frac{\Delta v}{\Delta t} = m a$$

Pro vznik poranění je rozhodující, jak jsou rozděleny a amortizovány síly při nárazu. Nejdříve dochází k deformaci těla. Lidské tělo je značně elastické, různé části těla a tkáně mají odlišný stupeň pružnosti. Díky těmto mechanickým vlastnostem lidského organismu se snižují impaktní síly a následná destrukce. Elasticita těla může být až taková, že se po dopadu odrazí od země, a pak jej nacházíme i půl metru od místa prvního dopadu. Člověk je uzpůsoben k tomu, aby vydržel nemalé namáhání. Tématu tolerance lidského organismu na mechanickou zátěž se věnujeme v samostatné kapitole. Proto jen pro příklad, obratle se lámou až při 20 G. Pružnost tkání, kostí a tuku, hraje rovněž důležitou roli při snížení intenzity poškození po nárazu. Meze pevnosti se překračují teprve po několika setinách sekundy, a pak se kosti lámou, tkáně a vazy se trhají, praskají vnitřní orgány, může se například utrhnout srdce od cévní stopky, aorty, na které visí.

Častý důsledek smrti po pádu je špatně nebo vůbec nechráněná hlava. Lebeční kost je příliš tenká (na temeni u dospělého člověka 4 -7 mm). Nebezpečný je také otřes mozku, který provází každý velký pád. Mnohdy dojde k dočasné ztrátě paměti, může být však také trvalá. Po pádu je nebezpečná rovněž skutečnost, že ne všechna zranění se projevují navenek. Často dojde k poškození vnitřních orgánů. S každým člověkem po těžkém pádu zacházíme velice šetrně a vždy předvídáme vnitřní zranění.

3 EXTRÉMNI MECHANICKÉ ZATĚŽOVÁNÍ ORGANISMU

Taktéž v této kapitole čerpáme nejvíce z dostupných materiálů prof. Strause, avšak i ze zdrojů jiných autorů uvedených v seznamu použité literatury.

Druhou nejčastější oblastí, kterou řeší forezní biomechanika je problematika extrémního dynamického zatěžování organismu. Jak jsme již uvedli, biomechanika se zabývá pohybem živých organismů, tedy mechanickou strukturou, mechanickým chováním a jeho řízením na různé rozlišovací úrovni. Dnes se biomechanika zaměřila především na řešení typických otázek z oblasti biomechaniky člověka: mechanické charakteristiky typických pohybů člověka (lokomoce, manipulace...), etiologie traumat pohybového ústrojí a jejich terapie, umělé náhrady, sport, ergonomie a problém kompenzace pracovní zátěže, vztah člověk – stroj, tolerance organismu člověka na zátěž, atd.

Již koncem dvacátých let minulého století vznikl vědní obor reologie, jakožto nauka o deformaci a tečení látek. Současnou otázkou, kterou biomechanika řeší, je deformace tkáňových a orgánových struktur a jejího průběhu v čase coby odezvy na vnější mechanické zatížení. Díky tomuto trendu se stále více využívá poznatků z reologie, dokonce můžeme hovořit o vzniku tzv. bioreologie. Výsledky výzkumu v této oblasti mají značný aplikační potenciál, protože znalosti reologických vlastností tkání umožňují předvídat jejich odezvu na mechanické zatížení. Pojem extrémní zatěžování se myslí takový režim účinku mechanické zátěže, který je polarizován ve smyslu hypo, hyper. Objektem zkoumání je člověk, a to jak na úrovni celulární, tkáňové, tak celého organismu. Hypokinetická zátěž se např. projevuje nedostatečnou mechanickou stimulací organismu pohybového ústrojí člověka a jeho logistiky, tudíž i procesů na úrovni jiných orgánů, a jejich vnitřní komunikace a řízení, což vede k řadě negativních adaptačních procesů. Hyperkinetická zátěž naopak vede k řadě degenerativních procesů v organismu a v krajní formě ke vzniku traumat, až jeho destrukce.

Oblasti, kterým se biomechanika extrémních mechanických zátěží věnuje, můžeme shrnout následovně:

- **sportinženýring a rehabilitační inženýrství** (problém účinných ochranných pomůcek, náradí, pomůcky, náčiní, výstroje a výstroje, adaptabilita a tolerance člověka vůči extrémním zátěžím, biomechanické aspekty nezávislého života tělesně postižených, apod.)
- **zátěžová patobiomechanika** (problém tolerance organismu na mechanickou zátěž z hlediska tkáňové reologie, zátěž versus logistika organismu, zátěž a posttraumatické a degenerativní změny, interakce organismus – pomůcka, biokompatibilita, apod)
- **forezní biomechanika** (problém identifikace zátěžové historie typu mechanické zátěže, rizika a příčiny selhání systému člověk – stroj, dynamika interakce dopravních prostředků a zátěžových důsledků na organismus člověka, aspekty prevence, aktivní i pasivní bezpečnosti apod.). Významnou aktivitou je expertní a soudně znalecká posudková činnost.
- **analýza a syntéza pohybu člověka** (problém diagnostiky přirozeného a adaptovaného pohybu člověka v ontogenezi, zdraví a patologii, možnosti jeho ovlivnění, zvýšení výkonnosti a spolehlivosti, ergonomické aspekty, apod.).

V rámci tohoto výukového materiálu nás blíže zajímá problematika extrémního mechanického zatěžování organismu ve forenzní biomechanice. Jedná se nejčastěji o tyto situace:

- **Extrémní zatížení organismu úderem** - útočník napadne oběť úderem pěstí, kamenem, kladivem, basebalovou pálkou nebo jiným pevným předmětem. Nejčastěji je útok směřován na hlavu oběti, protože mozek představuje životně důležitý orgán. V případě těchto biomechanických analýz se jedná o posouzení odolnosti organismu, jeho snášenlivost na vnější zatížení. Forenzní biomechanika umožňuje přesnou kvantifikaci tolerance organismu na vnější zátěž, lze vypočítat, jaký úder vede ke zhmoždění mozkové tkáně, fraktuře kosti, a tedy zjištění skutečnosti, zda napadená osoba zemřela ihned, nebo nějaký čas přežívala a teoreticky by bylo možné ji zachránit.
- **Dopravní nehody** využívají biomechanické zkoumání při hodnocení mechanického působení na účastníky dopravní nehody uvnitř vozidla a mechanické působení na sražené osoby. Znaleckým zkoumáním se lze vyjádřit k pozici osob uvnitř vozidla v průběhu dopravní nehody, stanovení kritické nárazové rychlosti a vzniku zranění osob a jejich případnému upnutí bezpečnostními pásy.
- **Bodnutí nožem** je také poměrně frekventované. Biomechanická analýza zkoumá velikost síly, kterou je potřeba vyvinout při bodnutí, dále možnost účasti druhé osoby a vyjádření se k aktivnímu působení při bodnutí.
- **Ostatní aplikace** jsou ojedinělé a někdy až kuriózní případy, např. poranění osoby hrozeným granátem (žák hodil granátem při hodině tělesné výchovy a poranil učitele), poranění vazů v koleni při rvačce, pohmoždění mozku dítěte při jeho třesení (otec třásl dítětem s úmyslem vyklepání korálku z dýchacích cest, v tomto důsledku vzniklo nitrolební krvácení dítěte), oběšení (posouzení pohybového chování sebevraha při oběšení na větví stromu), smrtelné zranění při skoku do dálky (žák při lehkootletických závodech nešťastně doskočil na betonový okraj doskočiště a poranil si játra, biomechanický posudek řešil varianty zranění, kdyby doskočiště bylo z měkkého materiálu) atd.

Straus se domnívá, že např. v aplikačním směru extrémního zatížení organismu úderem, je možné řešit následující otázky:

- Biomechanický popis pohybového chování, při němž vzniklo zranění poškozeného.
- Jak velká síla a energie vzniká při úderu a zda je osoba schopna takovou sílu vyvinout, zda odpovídá popisu pohybového chování?
- Zda hodnoty vnější zátěže jsou schopny způsobit zjištěná zranění.
- Vyjádřit se k hranici tolerance organismu na vnější zátěž.
- Posoudit způsoby fyzického napadení poškozeného.
- Z hlediska biomechaniky se vyjádřit k pravděpodobnosti průběhu fyzického konfliktu (napadení) obviněného a poškozeného.
- Vyjádřit se k počtu úderů do hlavy, případně do těla.
- Výzkum v tomto směru umožňuje velmi přesně popsat reakce lidského těla a jeho segmentů na vnější zátěž a zcela přesně kvantifikovat toleranci organismu.

3.1 Systémy těla z aspektu iniciace pohybu

Abychom lépe pochopili reakce lidského organismu člověka na extrémní mechanickou zátěž, podívejme se nejprve na základní poznatky o jednotlivých systémech pohybového aparátu, jakožto východiska pro studium jejich reakcí na danou mechanickou zátěž.

Pohybový systém člověka je tvořen těmi komponentami lidského organismu, pomocí kterých jsou uskutečňovány jeho mechanické interakce s okolím. Z pohledu funkční anatomie pohybového systému sem patří:

1. opěrný subsystém – kosti a klouby
2. svalový subsystém – svaly a šlachy
3. řídicí subsystém – tvoří CNS a periferní nervový systém
4. zásobovací neboli energetický subsystém – cévy, zabezpečující přísun potřebných látek

Pohybu se zúčastňuje přímo anebo nepřímo řada orgánů, resp. orgánových soustav lidského těla. K vlastním orgánům pohybového systému patří kosti, klouby, svaly a šlachy. Kosti tvoří opěrný systém a jsou pasivním pohybovým aparátem, svaly a šlachy jsou na druhou stranu pohybovým aparátem aktivním.

3.2 Mechanické vlastnosti tkání

Mechanickou impedanci neboli odolnost tkání proti mechanickému zatížení můžeme charakterizovat základními vlastnostmi jako je pevnost, tvrdost, tuhost, pružnost (elasticita). Z mechanického hlediska jsou kosti díky své struktuře nehomogenní a anizotropní. Je zřejmé, že kost je rovněž viskoelastický materiál. Její odezva je tedy mimo jiné závislá také na rychlosti zatížení. Mechanické vlastnosti jsou díky anizotropnímu charakteru kostí rozdílné pro různé směry zatížení. Udává se, že kosti jsou až desetkrát odolnější proti působení zátěže ve směru podélné osy (tah, tlak) než působí-li zatížení ve směru radiálním či tangenciálním. Např. pro stehenní kost klesá odolnost na zatížení: tlak (187 MPa ve směru podélné osy, 132 MPa kolmo na podélnou osu) → tah (132 MPa) → smyk (58 MPa). (Janura, 2003)

Kosti

U kostí se tyto charakteristiky liší pro kortikální a spongiózní kost. Kortikální kost se může protáhnout o 1 - 3%, kost spongiózní o 2 až 4%. Pevnosti kortikální kosti je 10 – 20 krát větší než u spongiózní kosti, neboť mez pevnosti je v prvním případě 100 – 150 MPa, v druhém pouze 8 – 50 MPa. V tabulce 9 uvádíme vybrané hodnoty pevnosti a pružnosti kostí.

Tab. 9 Hodnoty meze pevnosti a modulu pružnosti u vybraných kostí (Karas, Otáhal, 1972 in Janura, 2003)

Tkáň	Mez pevnosti [MPa]	Modul pružnosti [MPa]
Diafíza femuru - podélně	170 – 209 (tlak) 132 – 133 (tah)	117 550 – 35 300 (tlak) 16 840 (tah)
Diafíza femuru - krut	133	
Tibie	195 – 204 (tlak) 157 (tah)	28 010 – 30 600 (tlak) 23 830 (tah)
Fibula	125 (tlak)	

Humerus	136 (tlak)	
Radius	117 (tlak)	
Ulna	126 (tlak)	

Další hodnoty udává Koniar a Leško (1990) - například kritický bod pately v tlaku je 2000 N, humeru 6000 N, femuru 7500 N a tibie 5000 N.

Šlachy

Šlachy tvoří spojení svalů s kostmi. Hlavní funkcí šlach je přenos síly ze svalu na kost a uložení elastické energie. Vedle elastinových vláken jsou šlachy tvořeny především kolagenními vlákny, která se mohou protáhnout zhruba o 10% své původní délky. Co se týká pevnosti šlach, odhaduje se, že je asi čtyřnásobně vyšší, než je maximální izometrický tah odpovídajícího svalu (Konvičková a kol., 2007). Pevnost šlachy je také ovlivněna jejím příčným průřezem. Šlachy se chovají jako nelineární elastické struktury.

Tuhost šlachy je funkcí prodloužení. Při malém prodloužení šlachy je její tuhost nízká. Malé změny působící síly mají relativně velké účinky na délku šlachy. Ale se zvětšujícím se prodloužením, se zvyšuje i tuhost šlachy. V lineární části křivky je tuhost šlachy prakticky konstantní. Mez pevnost šlachy odpovídá napětí přibližně 100 MPa. Vzhledem k tomu, že pevnost šlachy je vyšší než pevnost jí odpovídajícího svalu, dochází při zranění častěji k přetržení svalu než šlachy.

Vazy

Mezi hlavní mechanické funkce vazů patří stabilizace kloubu, usměrnění pohybu kloubu a vymezení jeho pohyblivosti. Hlavními komponenty vazů jsou elastinová a kolagenní vlákna. Elastinová vlákna jsou pružnější, mohou se prodloužit až o 150%, avšak mají menší pevnost, asi 3 MPa. Kolagenní vlákna kosterních vazů jsou heterogenní (nestejnorodá), některá se křížují s převládajícími paralelními podélnými vlákny, některá jsou skloněna v určitém úhlu a slouží jako „poutač“ pro podélná vlákna. Jejich maximální protažení se pohybuje mezi 4 a 10%. Naopak pevnost dosahuje hodnot 50 – 100 MPa.

Klouby

Pro pohyb segmentů jsou důležitá spojení kostí. Pohyby v kloubu jsou kombinací pohybu lineárního a úhlového, přičemž úhlová forma je dominantní. Z biomechanického hlediska je chrupavka pórovitý materiál a chová se jako houba, která je schopná zadržet velké množství tekutiny. Při zatížení dochází k její deformaci a při deformaci je z chrupavky tekutina vytlačována do kloubní dutiny, s čím roste koncentrace mezibuněčné hmoty. Při odlehčení chrupavky proudí tekutina (výživný kloubní maz) z dutiny kloubu do chrupavky, kde se osmotickými silami nasává do koncentrovaného prostředí mezibuněčné hmoty chrupavky. Touto cestou si chrupavka zabezpečuje výživu a zároveň pružnost. Pružnost chrupavky klesá s věkem úměrně s tloušťkou chrupavky. Pokud chrupavka kloubu není pravidelně zatěžována, tak výměna látek je porušena a chrupavka se rozpadává (degeneruje). Při opotřebenosti chrupavky je povrch chrupavky v kloubu nerovný a vláknitý. Tření mezi kloubními plochami se zvětšuje a kloub je poškozován. Výsledkem jsou pokračující degenerativní (artrotické) změny. (Binovský, 2003).

Svaly

Pohyb i stabilitu skeletu – segmentů těla vykonává soustava příčně pruhovaných svalů a šlach. Jejich řízení a regulaci zabezpečuje komplex řídicích orgánů – nervů, tvořících

nervovou síť. Základem svalové funkce je svalový stah - kontrakce vyvolávaný za normálních okolností nervovým podnětem. Pevnost svalu v tahu v klidu se pro lidský sval pohybuje v rozmezí 0,26 až 0,90 MPa (Karas, Otáhal a Sušanka, 1990 in Janura, 2003). K nevratným změnám ve svalu dochází po protažení o 40 - 50% klidové (fyziologické) délky. Přetržení svalu nastává až po změně klidové délky svalu na 1,5 až dvojnásobek. Pevnost maximálně kontrahovaného svalu – je rozdílná pro různé svaly, přibližná hodnota se pohybuje kolem 1,25 MPa. Je tedy zhruba 50 – 100x menší než u šlach. Účinnost udává, jaký je poměr spotřebované energie (vykonané, užitečné práce) ku energii dodané. Účinnost svalové práce je asi 20%, 80% energie se mění na teplo.

3.3 Extrémní mechanická zátěž ve forenzní biomechanice

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 užitečnou kontrolní hodnotou. Zranění vzniká tehdy, když biomechanická odezva překročí limitní hodnotu a v biologickém systému dochází k nevratným změnám. 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.

Ve forenzní biomechanice se objevují snahy o exaktní vyjádření hranice tolerance organismu na vnější zátěž, jsou to např. škály AIS, hodnoty GSI, HIC, Versace korekce.

Abbreviated Injury Scale (AIS)

Nejznámějším anatomickým číselným vyjádřením zranění celosvětově uznávaným je Abbreviated Injury Scale (AIS)-redukovaná škála zranění. AIS škála zranění byla stanovena pro zranění vznikající při nárazu. AIS rozeznává následující úrovně zranění:

- 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 je zatím neznámý.

Gadd severity index (GSI) – Gaddův index zranění

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 impakt, dlouhá doba brzdění pohybu hlavy. Objekt zkoumání – dobrovolníci. Takovéto přetížení nezpůsobilo žádné zranění.

Na základě těchto měření byla sestrojena asymptota křivky (původně pro 42 g, později byla tato hodnota ustálena na 80 g).

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

kde a je zrychlení při nárazu vyjádřené v násobcích gravitační konstanty g , t je impakt, čas zátěže. Tento index signalizuje, že při překročení kritické hodnoty $GSI \geq 1000$ vznikají podmínky pro počátek netolerovaného nebezpečného tupého nárazu. Gadd uvádí, že pro otřes při čelném nárazu je maximální přípustná hodnota $GSI = 1000$. Pokud se jedná o nekontaktní náraz, je maximální přípustná hodnota rovna 1500.

Head injury criterion (HIC) – parametr zranění hlavy

Nejčastěji používaným kritériem pro posouzení poranění hlavy při testech vozidel je kritérium HIC (Head Injury Criterion):

$$HIC = \left[\frac{1}{(t_{t2} - t_{t1})} \cdot \int_{t_1}^{t_2} a(t) \cdot dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1)$$

V rovnici je a zrychlení při nárazu vyjádřené v násobcích gravitační konstanty g , t je impakt, čas zátěže. Zrychlení (zpomalení) lebky bylo obvykle měřeno na opačné straně hlavy, než působil náraz. Výsledná hodnota HIC by neměla překročit hodnotu 1000, která odděluje vážné a smrtelné úrazy lebky od úderů, jež lze přežít.

Omezení HIC jsou:

- HIC uvažuje pouze zrychlení, zatímco biomechanická odezva hlavy zahrnuje také úhlový pohyb hlavy, který má také za následek poranění hlavy,
- HIC je použitelný pouze pro „tvrdé“ nárazy hlavy (impakt do 1-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. V posledních letech byl na Policejní akademii ČR v

Praze proveden rozsáhlý výzkum, jehož výsledkem je zjištění, že kritérium HIC není možné použít například pro řešení zátěže při úderu tonfou nebo tyčí. Při úderu tonfou do hlavy není zasažené hlavě udělena příliš velká decelerace a všechna energie je spotřebována při formaci lebky.

Hranice tolerance hlavy na vnější zátěž je závislá na tom, zda se jedná o úderné (50 ms) nebo impulsní působení (50–200 ms). Hranici tolerance organismu lze stanovit pouze na základě nepřímých údajů (mrtvoly, zvířata, dobrovolníci, figuríny). Kritérium tolerance organismu je primárně závislá na přetížení mozkové tkáně v okamžiku destrukce. Orientačně se studuje také velikost nitrolebního tlaku a velikost vnější síly, zejména jejího maxima dynamické složky při úderu. Jako kritérium tolerance lze stanovit:

1. Index zranění (GSI, HIC): $a = 80\text{--}120\text{ g}$ (123 g pro $t = 6\text{ ms}$), kritériem tolerance je $GSI = 1000$
2. Kritický nitrolební tlak je $p = 206010\text{ Pa}$ – otřes mozku, $p = 618030\text{ Pa}$ – smrt
3. Kritická vnější síla při úderu je $F = 4\text{ kN}$ (vznik fraktur), $F > 7\text{ kN}$ (vznikají radiální a transversální prasky lebky)

Tabulka 10 uvádí přehled o velikosti síly potřebné pro vznik fraktur lebky.

Tab. 10 Síly způsobující frakturu lebky - výsledky vybraných autorů (Straus, 2000)

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
Lateralní (boční?)	3,6	Nahum et al. 1968
	2,0	Schneider and Nahum 1972
	5,2	Allsop et al. 1991
Occipitalní (týlní)	12,5	Advani et al. 1982
Parietální (temenní)	6,9	Mogutov 1984

Mezi velmi častá poranění, se kterými se v kriminalistice střetáváme, jsou poranění lebky tupým předmětem, čímž se podrobněji zabýval Straus (2000). 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 kostí může jít o úraz smrtelný. Všechna poranění lebky jsou spojena s nějakým, třeba sebemenším poraněním mozku. Za tupé poranění lebky je považováno každé poranění lebky, při němž nevznikají řezná, sečná nebo bodná zranění a při němž je úder veden plochou tupého předmětu; podstatné je působení vnější úderné síly plochou úderného předmětu.

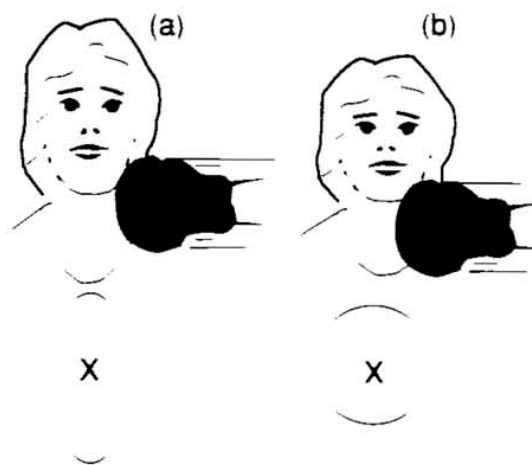
Druh a rozsah zlomeniny závisí na několika činitelích:

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.

Mechanický efekt na lebce a v měkkých tkáních, deformace mozku a vzrůst nitrolebního tlaku, který vzniká při poranění hlavy, se řídí základními zákony mechaniky, které jsou charakterizovány kinematickými veličinami (rychlost a zrychlení předmětu, který naráží na hlavu) a dynamickými parametry (síly v okamžiku úderu).

Když část mozku utrpí trauma, výsledkem je obvykle bezvědomí nebo porucha neurologických funkcí. U úderu do hlavy závisí na tom, kam je úder směřován, jestli míří do středu hlavy nebo ze strany. Tak například úder, který směřuje ze strany do brady, tedy mimo střed hlavy, může způsobit nejméně 3,5 krát větší zrychlení hlavy než stejně velká síla směřující do jejího těžiště. Ve skutečnosti je to ještě víc, neboť 3,5 odpovídá výpočtu při kulatém tvaru hlavy. Hlava je však spíše elipsoid, čím docházíme až k hodnotám 4,2 (obr. 91).



Obr. 91 Úder do brady způsobující zrychlený pohyb hlavy

Tangenciální úder do hlavy si můžeme z mechanického hlediska přirovnat ke kopu do míče. Čím bude vektor síly kopu procházet dál od těžiště míče, bude větší rameno síly a tedy i moment síly, což se projeví zvýšením úhlového zrychlení.

Dynamické vlastnosti hlavy uvnitř jsou obtížněji měřitelné. Nicméně hrají zde roli tyto faktory:

1. Hmotnost hlavy
2. Oscilace hlavy (vibrace)
3. Tlumení vibrací
4. Reakce nervového systému

Z největší části závisí faktory 2 – 4 na faktoru 1 – hmotnosti hlavy. Velikost změny hybnosti hlavy způsobené úderem se snižuje s rostoucí hmotností hlavy. Tloušťka lebky se zdá být méně významným faktorem determinujícím pravděpodobnost upadnutí do bezvědomí. Tlustší lebka může významně snížit riziko hematomu v místě úderu, ale zdá se, že má malý nebo téměř žádný vliv na příčiny vzniku dlouhodobého porušení mozku.

Například v boxu se setkáváme se snahou zasáhnout soupeřovu hlavu, což může způsobit omezení některé z funkcí mozku: rovnováha, koordinace, reflex, paměť, instinkt, strategické uvažování. Vzhledem k velikosti úderné plochy boxerské rukavice není úder většinou ničivý pro obličej, spíše jde o zrychlený pohyb hlavy dozadu. Dobře provedený

boxerský úder tak může způsobit zrychlení hlavy o velikosti až 80g. Po úderu do hlavy se snaží svaly krku zabránit hyperextenzi krční páteře, čímž působí proti úderu. Následně se začne pohybovat mozek v lebce, podobně jako žlutek ve vajíčku, avšak se zpožděním vůči zrychlenému pohybu hlavy. Na opačné straně, než byla hlava zasažena, narazí mozek do lebky, vzrůstá napětí v mozkových tkáních, cévy se protahují, případně praskají a dochází k vnitřnímu krvácení.

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

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

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

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

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

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

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

Kontaktní síly způsobují jednak místní a stykovou deformaci lebky a jednak zvětšení vlnové frekvence nitrolební tekutiny. Vlnová frekvence se šíří od místa přiložených sil přes celý mozek. V mozku byla rychlost šíření vlnové frekvence změřena v rozsahu 2000 - 2500 ms⁻¹.

Velikost působících sil není přímo úměrná velikosti a druhu traumatického poškození lebky. Analýza charakteru traumatu na lebce umožnila vytvořit 4 základní skupiny poranění, odlišujících se vzájemně kvantitou a objemem poranění. První skupinu tvoří bodové poranění; lebka nepraskne a vznikne jen bod poranění. Druhá skupina je tvořena kráterem, který je geometricky vymezen sférickým předmětem. Lebka ani v tomto případě nepraská, vzniká jen prohlubeň. Třetí skupina je tvořena kráterem s radiálními prasky a čtvrtá skupina kráterem s transverzálními i radiálními prasky. Podle analýzy mechanického namáhání lebek mrtvol při experimentech můžeme uvést přehledně velikost působících sil v okamžiku úderu v závislosti na poloměru sférického předmětu v následujících tabulkách, kde jako příklad uvádíme první variantu destrukce lebky (nevznikají prasky) a čtvrtou variantu (vzniká typický kráter s radiálními i transverzálními prasky).

Tab. 11 Traumatická poranění lebky (Mogutov in Straus, 2000)

První skupina traumatických poranění je charakterizována hodnotami v tabulce

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

Čtvrtá skupina traumatických poranění je charakterizována hodnotami v tabulce

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

Z tabulkových hodnot je zřejmé, že druh a rozsah traumatu poškození lebky při tupém poranění nejsou přímo úměrné velikosti úderné síly. Obě tabulkové hodnoty představují krajní hodnoty destrukčních sil působících na lebku při úderných pohybech. Lze konstatovat, že vymezení destrukčních sil je možné jako interval od 7000 N do 10 000 N pro tloušťku lebeční kosti od 0,42 cm do 0,66 cm. Velikost této hodnoty je nepřímo úměrná tloušťce lebeční kosti. Působení extrémního dynamického zatížení lebky je třeba posuzovat vzhledem k druhu a tvaru traumatického poškození (poškození 1. - 4. stupně) a tloušťce lebeční kosti v místě úderu.

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

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

Síla úderu není jediným faktorem, který vyjadřuje intenzitu útoku. Řada autorů se přiklání k názoru, že traumatické poškození kostí lebky ovlivňuje kromě velikosti síly úderu také síla kostí lebky, tvar a rozměr úderného předmětu, kinematické parametry úderného předmětu. Lze tedy shrnout, že na traumatickém poškození lebky se podílejí tyto faktory:

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

Velikost úderné síly není zcela odpovídající velikosti traumatického poškození, predikce velikosti síly není úměrná velikosti prasklin. Temenní část hlavy někdy vydrží velmi velkou údernou sílu. Příklady různých kritických hodnot tolerance, shromážděné od různých autorů na základě jejich mechanických a traumatických poznatků, uvádí přehledně tabulka 12.

Tab. 12 Procentuální zastoupení zraněných anatomických částí těla (Straus, 2000)

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

	<p>$F = 25\,750\text{ N}$ Tlak na vnitřní straně klenby lebky $858\,375\text{ Pa}$ Tlak spánkový $206\,010\text{ Pa}$</p>
--	--

Z provedených experimentů dále vyplývají důležité funkční údaje pro poznání dynamických účinků v lebce při extrémním dynamickém zatížení. Tlak v hlavě při úderu se proměňuje podél předozadní osy směrem k zadní straně lebky při impulzu do 2 ms. Při malé hodnotě t ($t = 0,1\text{ ms}$) má tlak v lebce přímo pod bodem zátěže kladnou hodnotu, narušení při $t = 0,1\text{ ms}$ neproběhne do zadní části lebky. Při nárazu pevným předmětem na lebku se tlak šíří uvnitř a v průběhu určitého času se tlaková vlna odrazí od zadní stěny lebky. Tento odražený tlak je označován jako tzv. negativní tlak; dosahuje nejvyšších hodnot pro $t = 0,8\text{ ms}$, nejmenší hodnoty dosahuje pro $t = 1,15\text{ ms}$. Rozsah nejvyššího negativního tlaku v zadní části lebky je 54 psi (anglická jednotka tlaku vyjadřující libru na čtvereční palec) pro $t = 0,8\text{ ms}$. Z průběhu tlaků je zřejmé, že největší negativní tlak je na zadní straně lebky. Z toho vyplývá, že mozková hmota je snadněji poškoditelná napětím než stlačením a oblast na protilehlém místě lebky proti zátěžovému bodu vykazuje charakter většího poškození než místo úderu. Tolerance organismu na úderné působení je závislá také na velikosti nitrolebního tlaku, který je dán velikostí vnější síly v ploše. Z literárních údajů je zřejmé, že hranice pro kritický nitrolební tlak je 21 N/cm^2 .

3.4 Extrémní mechanická zátěž v úpolových sportech

Úpolové sporty obsahují údery, házení nebo imobilizace soupeře, proto jsou ve srovnání s jinými sporty považované za nebezpečnější. Snahou je snížit počet zranění, proto došlo k určitým úpravám pravidel nebo zavedení některých chráničů, jako např. v taekwondo. Výsledky studií se ve výsledcích rozcházejí. Jedni uvádějí, že v bojových sportech dochází ve srovnání s jinými sporty k častějším zraněním, jiní tvrdí opak. Pappas (2007) ve svém výzkumu analyzoval celkový počet zjištěných zranění 7290 ve vybraných úpolových sportech ve Spojených Státech v průběhu let 2002 – 2005. Tabulka 13 ukazuje procentuální zastoupení zraněných anatomických částí těla. Je evidentní, že horní končetiny a hlava je nejzranitelnější.

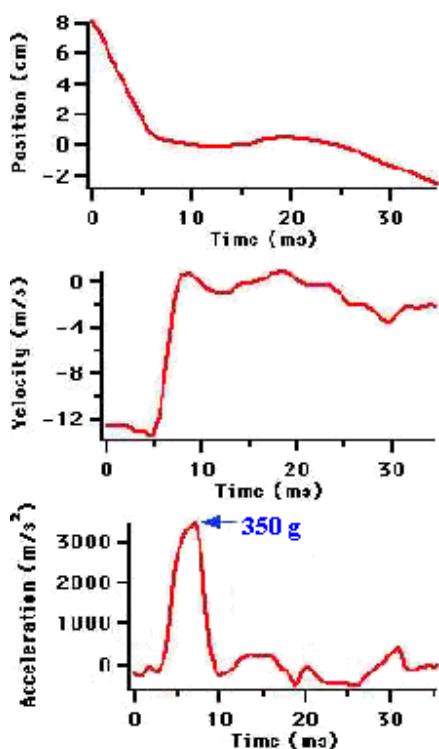
Tab. 13 Procentuální zastoupení zraněných anatomických částí těla (Pappas, 2007)

Anatomická část	Box	Zápas	Bojová umění
Horní končetiny	63,7 %	44,3 %	32,0 %
Dolní končetiny	4,5 %	20,5 %	41,6 %
Trup	8,2 %	17,9 %	14,0 %
Hlava / obličej	23,3 %	16,9 %	11,1 %
Jiné	0,3 %	0,3 %	0,5 %

U zápasu byl zjištěn největší počet zranění, méně u boxu a nejméně v bojových uměních. (Jiná studie (Bledsoe a kol., 2006), která srovnávala počet zranění mezi boxem a bojovými uměními, však ukázala, že počet zranění v bojových uměních byl o 65 % vyšší než v boxu.) Narozdíl od boxu se u zápasu používají techniky znehybnění. Následkem toho se klouby často dostávají do extrémních pozic. Polohy a síly, které v nich působí při zápasu, tak mohou často způsobit natažení svalů a vazů přes fyziologický rozsah. Natažení a vymknutí představují 42,3 % všech zranění u zápasu.

Serina a Lieu (1991) se zabývali možnostmi zranění, při nárazu v plné rychlosti do hrudníku u obloukového kopu, obloukového kopu z otočky, bočního a zadního kopu. U všech bylo zjištěno, že mohou svou silou způsobit poškození těla soupeře. U obloukových kopů byly naměřeny největší rychlosti, zatímco při bočním a zadním kopu bylo předáno více energie.

Steiger (1999) analyzoval kladivový úder pěstí (hammer fist strike). Obr. 92 ukazuje polohu, rychlost a zrychlení pěstí při tomto úderu. Maximální zrychlení před kontaktem s cílem je 350 g. Při pohledu na šířku vrcholu křivky zrychlení si můžeme udělat představu o tom, jak dlouho trvá interakce. Budeme přesto počítat s jistou rezervou, tedy s dobou kontaktu 10 ms. Změna hybnosti $49 \text{ kg}\cdot\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ v čase 10 ms vytvoří sílu 4900 N, což je víc než dostatečné ke zlomení desky.



Obr. 92 Poloha, rychlost a zrychlení pěstí při kladivovém úderu (převzato od Steiger, 1999)

Může takto silný úder zlomit i kosti ruky? Kost je silnější než dřevo, dokonce i než beton. Malé kosti, jako jsou kosti ruky, je možné zlomit silou o velikosti 1500 N. Je zde však podstatný rozdíl mezi kostí a deskou, kosti nejsou pevně podepřeny jako deska. Navíc měkké tkáně (svaly, šlachy) v ruce jsou schopny absorbovat část energie úderu za předpokladu, že je ruka držena ve správné pozici. Dále vezměme v úvahu, že kost je silnější v kompresi než v tenzi či rotaci. Jestliže je tedy ruka držena v pozici tak, že kosti jsou vystaveny spíše

kompresi než tenzi, kosti jsou více chráněny. Z těchto důvodů by se měla deska přelomit dříve než kosti ruky. Síla 4900 N je však jistě mnohem větší než 1500 N potřebných ke zlomení kosti ruky, proto zde určité riziko stále zůstává. Bezpečnost tak spočívá ve správné technice provedení úderu. Jestliže je úder proveden správně, zlomí se deska, v opačném případě je možné zlomení kostí ruky.

V úpolových sportech, zejména takových jako je judo nebo zápas, se objevuje mnoho technik pák. Z fyzikálního hlediska můžeme považovat za předmět páky pouze těleso pevné, málo pružné, s delší podélnou osou, tedy pro případ lidského těla je to kost, nikoli vazivo či sval. Avšak kosti těla jsou příliš krátké a síla člověka je příliš omezená, proto není možné, aby útočník přibližně stejně fyzicky vyvinutému soupeři dokázal způsobit zlomeninu kosti holýma rukama tlakem (bez úderu) a to i v případě, že by byl jeho soupeř v bezvědomí. Z toho důvodu, hovoříme-li v bojových uměních o pákách, máme na mysli chvaty, při kterých je do páčení zapojena ne jedna, ale minimálně dvě kosti, které jsou kloubně spojeny. Zranění kteréhokoliv komponentu kloubního spojení je vážné a tělo je alarmováno prostřednictvím bolesti. Bolest, je-li dostatečně silná, donutí organismus, aby odstranění příčiny této bolesti dal absolutní prioritu, tedy aby „nechal všeho ostatního“ (v našem případě boje). Námítka, že lidé pod vlivem drog či alkoholu bolest nevnímají je mylná. Jejich vědomí je o závažnosti stavu nedostatečně informováno, organismus však bolest vnímá. Znamená to, že pokud dotahujeme páku vnímavému člověku, zanechá odporu dříve, než jeho tělo dojde újmy. Indisponovaný člověk tyto informace do mozku nedostává, proto má obránce podle závažnosti situace na výběr, jestli si může dovolit přejít na jinou techniku, nebo musí pokračovat v páčení až do zjevného zranění. Pokud by byla situace vážná (přesila útočníků, dokonáný trestný čin, zbraně v akci, jasný teroristický útok či pod.), pak prostě obránce páku dokončí, například zlomí útočnickovi ruku v loktu, tedy odlomí na jeho ulně či radiu kloubní hlavice. V tom případě ať si soupeřův mozek vybaví bolest nebo ne, je disfunkční a krátce poté se dostaví šok, který mu zabrání pokračovat v akci.

Z hlediska sebeobránných technik se ovšem mezi páky zahrnují i ty techniky, které v podstatě pákami ve fyzikálním smyslu nejsou, protože jde o jiné bolestivé akce na kloubní spoje. „Pravá páka“ by měla mít při jejím dokončení diagnózu „fractura“, tedy zlomenina. Při pákových technikách bojových umění však může být výsledkem dokončení chvatu „luxace“, tedy vykloubení, nebo např. natržení či přetržení šlachy. Příkladem tzv. páky je například „páka na rameno“. Opět nejde v pravém slova smyslu o páku, ale výkrut, protože výsledkem by nebyla fraktura humeru, ale luxace ramenního kloubu. Rameno totiž není možné fixovat jediným člověkem tak, aby síla mohla působit na humerus a odlomit mu hlavici. Humerus prostě vypadne z lůžka, vzniká tedy luxace, vykloubení.

Všechna kloubní spojení nejsou rovnocenná. Některé páky, jako je například páka na distální článek palce, jsou takového charakteru, že obránce nemá možnost ji dotáhnout do konce. Páka tohoto článku prstu je příliš krátká a obránce by neměl ve svých prstech dost síly, aby obráncovu palci ublížil. Proto se taková páka hodí pouze pro jakýsi „neviný“ způsob napadení. Jiné klouby, např. kloub ramenní a kyčelní, podobně jako zápěstí mají relativně velký rozsah pohybů. To samozřejmě zvyšuje počet možných pák. Je důležité zmínit se zde o páce na tělo ve smyslu jeho podélné osy, tedy o páce na páteř. Každý by měl znát důsledky zranění páteře a uvědomit si, že tato páka je životu nebezpečná. Pokud se jen nepatrně zraní krční páteř, jsou důsledky doživotní, nejen fyzická omezení a částečná invalidita, ale také riziko vzniku chronické bolesti hlavy. Pokud by došlo k vážnému zranění této části páteře, může nastat smrt během několika sekund (tzv. zlomení vazy). V případě zranění páteře v jejím průběhu, tedy od prvních hrudních obratlů až po kost sakrální, je následkem částečné

či úplné ochromení. Poruší-li se mícha, která prochází páteří, pak od toho místa všechny nervy, které laterálně z míchy vycházejí, mohou být paralyzovány.

4 VÝZKUMNÉ METODY V BIOMECHANICE

Tak jako ve většině vědeckých disciplín, můžeme i v biomechanice výzkumné metody rozdělit na empirické, teoretické a logické. Vzhledem k tomu, že při biomechanických výzkumech vycházíme především z empirických dat, zaměříme se na metody empirické, tedy metody experimentální biomechaniky.

Obecně tyto metody dělíme na **přímé** a **nepřímé**. Přímé metody poskytují potřebná data přímo z měření (měření hmotnosti, času apod.). Nepřímými metodami získáme data prostřednictvím výpočtů z dat naměřených metodou přímou (např. výpočet síly ze zrychlení a hmotnosti tělesa).

Další možností rozdělení experimentálních metod je na metody **invazivní**, které určitým způsobem ovlivňují, omezují či obtěžují pohybujícího se probanda (např. EMG, goniometr upoutaný ke kloubu), a metody **neinvazivní**, které měřený subjekt nijak neovlivňují (např. stroboskopie, měření délky skoku).

Vzhledem k tomu, že je biomechanika zjednodušeně spojením mechaniky, vědy o pohybu, a biologie, vědy o živých organismech, můžeme její metody rozdělit na takové, zabývající se **fyzikální** podstatou pohybu, zjišťující jeho příčiny, charakteristiky a parametry, a na metody **biologické**, věnující se vlastnostem a možnostem živých organismů a jejich částí v souvislosti s pohybem. Mezi metody zkoumající pohyb z fyzikálního pohledu patří kinematická analýza, zahrnující několik dílčích metod jako akcelerometrie, goniometrie, stroboskopie a podobně, dále například dynamometrie, zaměřená na působící síly, či plantografie, věnující se silám a tlakům mezi nohou a podložkou. Z biologických metod jsou to například elektromyografie, zjišťující aktivitu svalů při daném pohybu, analýza mechanických vlastností tělesných segmentů a tkání nebo fotoelasticimetrie, kterou se provádí analýza vnitřní napjatosti tkáně vzhledem k vnějšímu působení. Některé z metod budou v následujících odstavcích podrobněji rozebrány.

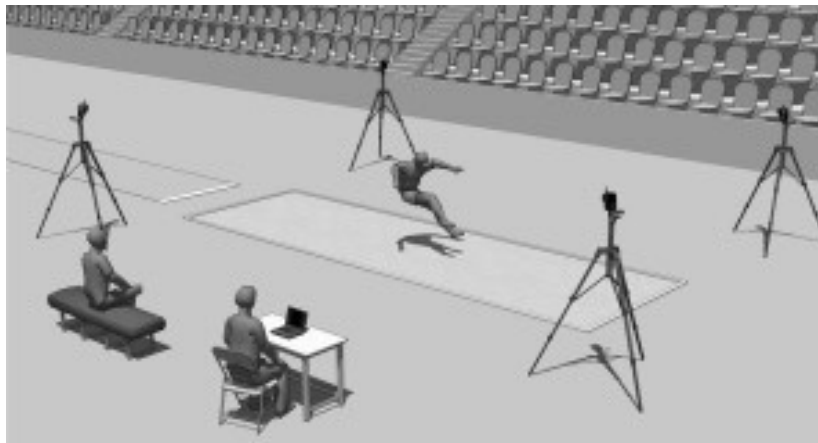
4.1 Kinematická analýza

Základem kinematické analýzy je zachycení pohybu. Zobrazování pohybu se lidé věnovali už od pravěku. Na jeskynních stěnách zachycovali výjevy z lovů či z náboženských obřadů. S postupem času se začalo s malováním událostí na plátna a od šestnáctého století našeho letopočtu technický vývoj pomalinku směřoval ke vzniku první fotografie. Fotografie byly úžasným důsledkem technického pokroku. Míra podoby zobrazovaného předmětu skutečnosti se stala nezávislou na subjektu zobrazovatele. Všechny malby a fotografie jsou však statické a pohyb jako takový na nich nelze pozorovat. V dalším vývoji se technicky pohyb zobrazit podařilo. Vše začalo pouštěním sekvencí obrázků či fotografií nafocených v na sebe navazujících okamžicích, dále následovaly záznamy činností na filmovou pásku, která byla překonána praktičtější páskou magnetickou. Před rokem 1990 se začaly objevovat první digitální kamery, které se pro zachycování událostí používají v současnosti a stále prochází vývojem a zdokonalují se.

Kvalitní obrazové záznamy pohybu slouží mimo jiné i mnoha vědcům, mezi nimiž jsou také biomechanici věnující se kinematické analýze pohybu člověka. Kinematická analýza se zabývá kinematickou stránkou pohybu, která zahrnuje všechny prostoročasové závislosti pro jednotlivé části pohybujícího se tělesa - v našem případě je tělesem člověk. Ze závislosti polohy na čase se dále odvozuje rychlost a zrychlení částí těla, určují se úhly pohybujícího se segmentu vzhledem k pevné soustavě souřadnic nebo vzhledem k jiné části těla. Z úhlových

závislostí se dají odvodit rotační momenty segmentů, ze znalosti zrychlení se dají pomocí druhého Newtonova zákona zjistit síly působící na danou část těla. Ty už ovšem nepatří do kinematiky, ale jsou nedílnou součástí celkového biomechanického rozboru pohybu.

Je jasné, že tato věda si nemůže vždy vystačit s pozorováním pouhým okem, protože jeden pozorovatel nikdy nedokáže pohybující se osobu vidět ze všech stran, aby mohl vystihnout všechny pohybové souvislosti, a neumí určit konkrétní přesné informace o časoprostorových vztazích. Pro potřeby kinematické analýzy se tedy pohyb zaznamenává pomocí kamer. Množné číslo proto, že z jedné kamery se získá projekcí na zobrazovacím zařízení dvojrozměrný obraz, který neposkytuje žádnou informaci o třetím rozměru. Byl by tu tedy stejný problém, jako má pozorovatel vidící pohybující se osobu pouze z jedné strany. Druhá kamera umístěná na jiném místě, tedy po přepočtu souřadnic dokáže podat informaci o třetím rozměru pohybu (obr. 93). Čím kvalitnější je obrazový záznam, tím přesnější informace o pohybu lze získat. Proto byly uvítány digitální přístroje, poskytující velmi dobré rozlišení obrazu a schopné spolupráce s počítačovými programy, které dokážou vytvořit model pohybujícího se člověka a oprostít tak obraz od nepotřebných detailů a naopak zvýraznit detaily důležité. Samozřejmou výhodou použití kamer je to, že je pohyb nahrán v paměti, tedy lze si jej libovolněkrát přehrát.



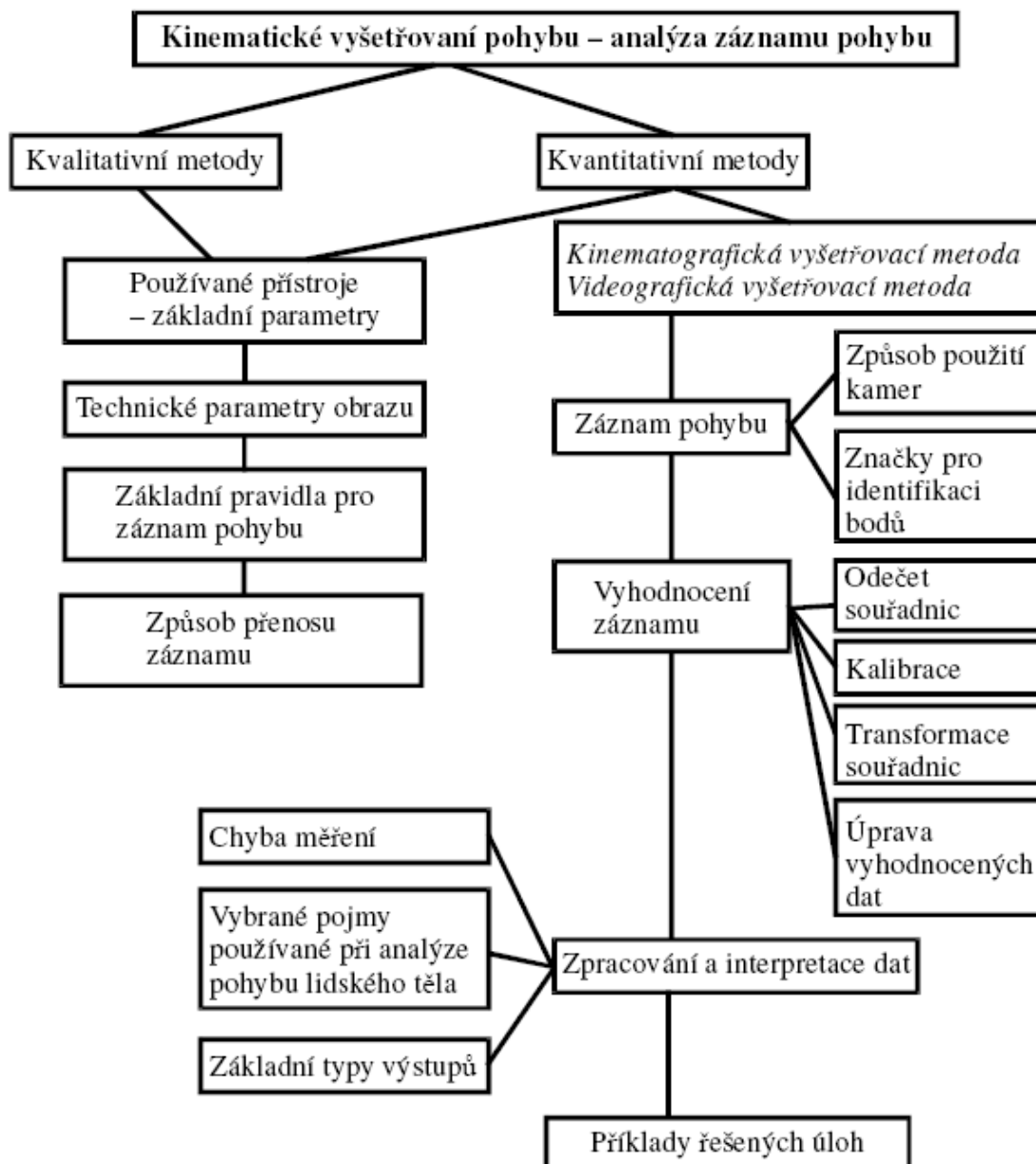
Obr. 93 Umístění kamer při kinematické analýze (Casri, 2010)

Využití kinematické analýzy pohybu nacházíme samozřejmě hlavně ve sportu, ale například také v psychologických výzkumech, kdy se psychický stav člověka odráží nejen v jeho chování, ale i v jeho pohybech, o kterých kinematická analýza může poskytnout objektivní data, kterých je v psychologii většinou nedostatek. Další použití je v neurologii. Neurologické problémy vzniklé při zranění nebo onemocnění člověka znatelně ovlivňují jeho schopnost kontrolovat pohyb. Studium pohybových vzorců postižené populace může pomoci jak při diagnóze, tak při léčení. Kinematickou analýzu, zejména chůze, využívají také ortopedové a rehabilitologové, kteří ji používají ke zjištění stavu pacienta, k jeho léčbě a rehabilitaci. Poznatky o pohybu pomáhají také při výrobě cvičebních strojů. (Casri, 2010)

Ve sportu lze kinematické analýzy využít pro více účelů. Už při učení a nácviku nového pohybového prvku se cvičenec může s prvkem vizuálně seznámit prostřednictvím nahrávky správně provedeného prvku jiného cvičence a právě z prostoročasových závislostí pochopit, co je pro provedení prvku klíčové. Složitější pohyby jsou rozfázovány a cvičenec vidí, co je v které fázi potřeba provést. Dále při zdokonalování prvku je pro cvičence či trenéry důležitá možnost srovnání mezi provedením prvku cvičencem a například provedením světového rekordmana. Díky tomuto srovnání cvičenec může zjistit, kterou částí těla má

pohybovat rychleji, kde se má zpevnit, zda by například neměl na skok nabíhat větší rychlostí či směřovat odraz pod jiným úhlem a podobně. Dalším využitím není srovnávání s jinou osobou, ale s počítačovým modelem. Při znalosti antropometrických údajů o sportovci a kinematické analýzy pohybu lze vytvořit v počítači přesný model této osoby a činnosti. Modely jsou sestaveny tak, aby se daly měnit a ladit různé parametry, jako jsou rychlost rozběhu, úhel odhodu, ale třeba i hmotnost sportovce tak, aby byl dosažený výkon co nejlepší. Tímto způsobem se dá nalézt i nový styl řešení pohybového úkolu.

Metody kinematické analýzy dělíme na **kvalitativní** a **kvantitativní** (obr. 94). Kvalitativní metoda je založena na pozorování pouhým okem, pohyb se popisuje a hodnotí bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Tato metoda je sice rychlá na provedení, může poskytnout mnoho informací, záleží ale na zkušenostech a odborné úrovni pozorovatele. Navíc je nepřesná a neposkytuje žádné objektivní hodnoty zjišťovaných parametrů. Druhou možností je tedy kvantitativní analýza, jejímiž výstupy jsou číselné hodnoty, udávající zpravidla velikost fyzikálních veličin. Rozdělení kvantitativních metod je potom dáno veličinou, která se metodou měří.



Obr. 94 Kinematická analýza pohybu

Goniometrie

Goniometrie slouží k měření rozsahu pohybu v určitém kloubu. Ramena goniometru jsou připojena na segmenty, které jsou kloubem spojeny. Průsečík ramen je ve středu otáčení kloubu. Takto lze goniometrem změřit změny úhlu kolem jedné, dvou nebo tří os. Tímto způsobem se tedy určuje změna vzájemné polohy segmentů v rovině nebo v prostoru (obr. 95). (Janura, Zahálka, 2004)



Obr. 95 Ukázka elektrogoniometru a jeho využití při měření změn úhlu v kloubu (Biometrics Ltd, 2010)

Chronografie

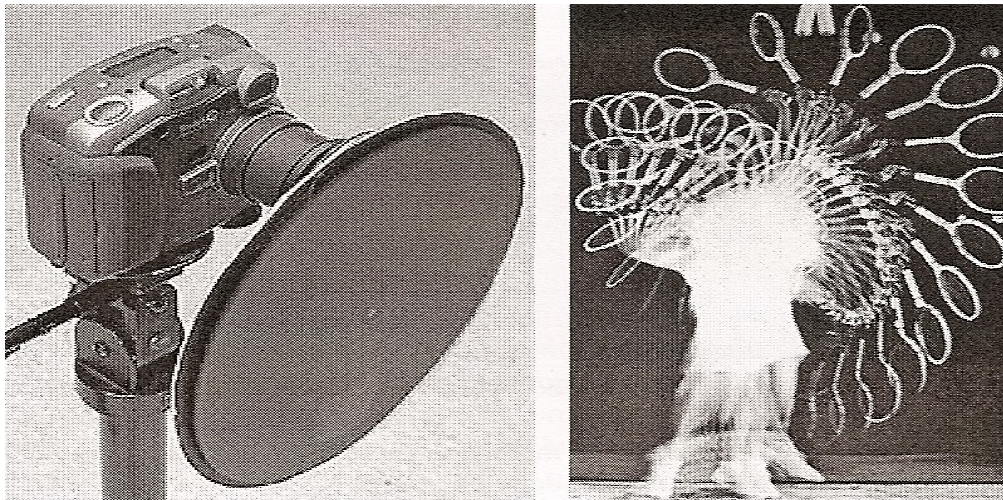
Chronografie slouží k přesnému měření kratších časových intervalů. Pro chronografii se využívají měřicí přístroje pracující na různých principech – fotoelektrické zařízení, elektrické stopky, fotonový registrátor času apod.) Zaznamenáváme jisté impulsy během pohybové činnosti člověka. Jejich vyhodnocením pak získáváme údaje o trvání jednotlivých mikrofází pohybu.

Akcelerometrie

Další metodou je akcelerometrie. Akcelerometrický senzor snímá zrychlení těla v daném směru. Zrychlení obecně vyjadřuje míru změny rychlosti pohybujícího se segmentu. Akcelerometry mohou však také detekovat změnu náklonu měřením zemské gravitace, nebo velikost síly vznikající na základě změny rychlosti pohybu, tedy setrvačné síly. Akcelerometr se skládá ze základny, která je pevně spojená s měřeným segmentem. Dále je to tlumič a pružně uloženo hmotné těleso o známé hmotnosti, jehož výchylky měříme (známe tuhost pružiny). Výchylky hmotného tělesa uvnitř akcelerometru jsou například piezoelektricky převáděny a měřeny pomocí elektrického výstupního signálu. Pokud chceme měřit zrychlení ve více dimenzích, musíme použít dva nebo tři akcelerometry, jejichž osy jsou na sebe vzájemně kolmé.

Stroboskopie

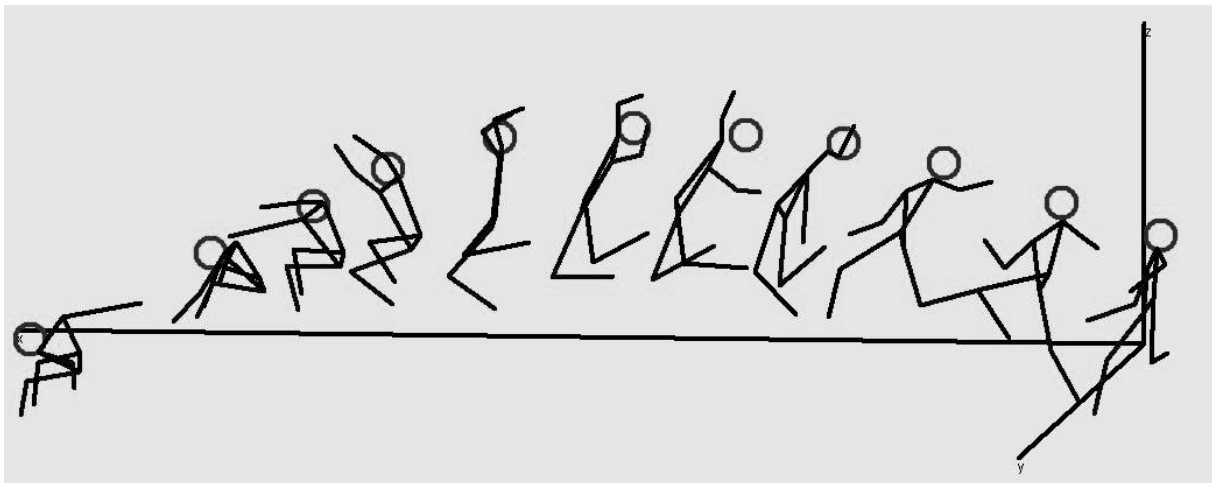
Stroboskopie je metoda, kterou se vytváří pohybová sekvence na jednom filmovém políčku podobně jako na klasické fotografii. Po otevření závěrky rotuje před objektivem disk se štěrbinami. Filmové políčko je tak přerušovaně osvětlováno jednotlivými záblesky, čímž jsou zaznamenávány jednotlivé mikrofáze pohybu (obr. 96).



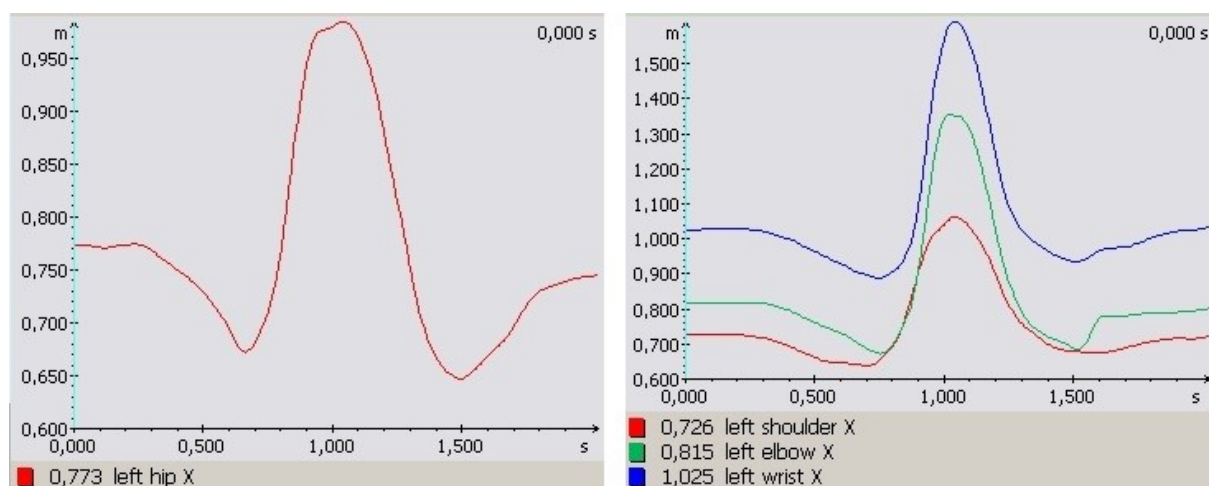
Obr. 96 Stroboskop a stroboskopický záznam tenisového podání (Janura, Zahálka, 2004)

Kinematografická metoda

Komplexní, avšak materiálně poměrně náročnou metodou je vyšetřovací **metoda kinematografická** či videografická, u níž jsou postupy založené na vyhodnocení filmového záznamu. Nejznámějšími kinematografickými systémy jsou Vicon MX, pracující s infračervenými kamerami, nebo Simi, pracující s klasickými digitálními kamerami. Systémy jsou vybaveny příslušným softwarem pro zpracování a vyhodnocování videozáznamem získaných dat. Nabízí také konstrukci modelu pohybujícího se člověka a práci s modelem. Výstupem této metody mohou být nejrůznější kinogramy celého těla (obr. 97), jednotlivých bodů na těle, také kinogramy doplněné o číselné údaje, případně grafy charakterizující funkční závislost sledovaných parametrů zpravidla na čase (obr. 98). Mohou sloužit ke statistickému zpracování, k porovnávání provedení u různých sportovců či longitudinálnímu sledování jednotlivce.

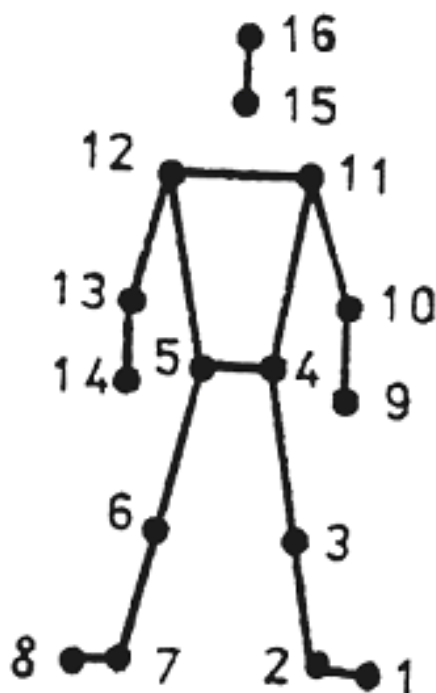


Obr. 97 Kinogram skoku dalekého



Obr. 98 Funkční závislost sledovaných parametrů na čase

Co se týče podmínek kinematografické analýzy, je třeba brát v úvahu umístění kamer, jejichž optické osy by měly svírat 60 - 120°. Také je nutné přizpůsobit vzdálenost kamery velikosti snímaného tělesa (lidského těla) a rozsahu snímaného pohybu. Velká vzdálenost kamery má za následek záznam, na kterém nelze na lidském těle rozlišit požadované detaily. Světelné podmínky a pozadí za objektem jsou další faktory ovlivňující kvalitu záznamu. Abychom mohli zvýšit kvalitu vyhodnocených údajů a často také urychlit proces vlastního vyhodnocení záznamu, je nutné provést označení vybraných bodů na sledovaném objektu – lidské tělo, použité náčiní,...(obr. 99, 100).



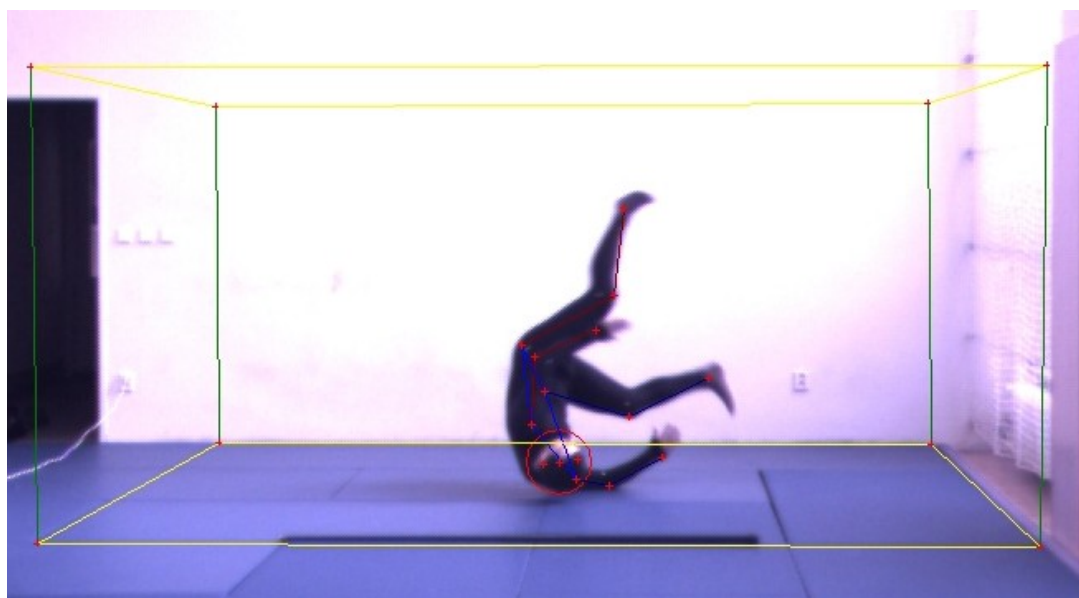
Obr. 99 Anatomické body pro digitalizaci (Kryštofič, 1996)



Obr. 100 Sledované anatomické body při analýze úderu

Základní rozpor spočívá v tom, že jednotlivé segmenty jsou definovány pomocí vybraných anatomických bodů. Při analýze videozáznamu však nepracujeme s těmito body, ale s jejich projekcí na kůži. Základním problémem, který se vztahuje k vymezení segmentů pomocí povrchových značek, je posun těchto značek v průběhu pohybu. Měkké tkáně, které se nachází mezi kostí a značkou, se vlivem změn rychlosti a setrvačnosti posouvají. To je příčinou změny polohy značky vzhledem k bodu na kosti.

Při kinematické analýze je třeba kalibrovat prostor (obr. 101), ve kterém je pohyb prováděn. Kalibrace prostoru slouží k určení závislosti mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu.



Obr. 101 Kalibrace prostoru při analýze pádů v judu

Při vyhodnocování záznamu můžeme využít manuální odečet souřadnic (trekování), případně automatický identifikátor značek. V poslední fázi přistoupíme k analýze samotných výsledků. Je nutné si uvědomit, jaká data od analýzy očekáváme, zda se jedná o úhlové, dráhové, rychlostní či časové informace. Díky velkým možnostem programu je jejich nabídka široká.

4.2 Dynamická analýza

Dynamometrie

Dynamometrie je metodou, při níž se zaznamenává průběh síly. Pomocí této metody můžeme tedy zkoumat pohyb i z hlediska dynamického. Obvykle se zajímáme o sílu, kterou působí sportovec na nějaký předmět – náradí, náčiní či senzor přístroje měřícího velikost síly některé ze svalových skupin. Dynamometrii můžeme rozdělit na izometrickou a izokinetickou.

Izometrické přístroje – tenzometry pro menší svalové skupiny a dynamometry pro složitější svalové skupiny – měří izometrickou svalovou sílu, při které se nemění délka svalu, ale pouze jeho napětí. Měřicí přístroje mohou být mechanické či elektronické. Příkladem je ruční dynamometrie, kdy proband stlačuje část dynamometru prsty oproti dlani. Sílu vzpřimovačů trupu můžeme měřit zádovým dynamometrem, kde proband uchopí hrazdičku ve výši kolen a proti odporu se snaží vzpřímit.

Izokinetická dynamometrie se používá k měření velikosti volní svalové kontrakce, lze ji ale také použít k měření svalového výkonu, který může být zahájen nedobrovolně, například u náhlých křečových stavů. Izokinetické přístroje pracují na principu páky, která se pohybuje předem nastavenou (stálou) úhlovou rychlostí – proto izokinetické (obr. 102). Stálá rychlost páky se udržuje zařízením pro snímání síly (dynamometrem), mění odpor páky podle změny síly, kterou na páku působí proband. Zaznamenávané změny odporu páky tedy odpovídají změnám v síle probanda. Působící síla nemusí být maximální, pouze taková, aby umožnila dodržet předem nastavenou rychlost. Moderní přístroje jsou schopné poskytovat okamžitá data i jejich analýzu při koncentrické i excentrické svalové činnosti. K nejznámějším izokinetickým přístrojům patří Cybex, Kin Com, Isomed, Biodex. (Vařeka a kol., 2009)



Obr. 102 Dynamometrický izokinetický přístroj (Vařeka a kol., 2009)

Dynamická plantografie

Dynamická plantografie (též nazývaná pedobarografie) je diagnostická metoda, která využívá tlakovou plošinu (obr. 103), případně pás nebo speciální vložky do bot (obr. 104) k měření rozložení tlaku pod ploškou, obvykle při chůzi či různých modifikacích stoje. S vložkami do bot se dá měřit i v terénu, tedy přirozeném prostředí pro pohyb, jehož tlakové nároky na chodidla chceme změřit. Měření probíhá v čase, přičemž dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů, proto mluvíme o dynamické plantografii. Měření je založeno na mechanickém stlačování senzorů rozmístěných v tlakové plošině. Sensory poskytují informace o velikosti působící síly v průběhu času, síla přepočtená na vybranou plochu senzorů je potom informací o tlaku. Můžeme tedy určit maximální tlak na jednotlivých místech nohy, průběh jeho hodnot, způsob distribuce tlaku po celém chodidle a podobně.



Obr. 103 Měřicí tlaková plošina (Novel, 2010)



Obr. 104 Měřicí systém Pedar (Novel, 2010)

Pro práci s naměřenými daty je určen speciální software, tedy jednotlivé programy, které umožňují získání potřebných konkrétních informací. Postupným zpracováním základního výstupu, dvoj- či trojdimenzionálního obrázku chodidla s barevně odstupňovanou škálou hodnot maximálních tlaků na vybraných místech, můžeme získat různé výstupy:

- sloupcové grafy maximálních či průměrných hodnot sil a tlaků ve zvolených oblastech chodidla (obr. 105),
- velikosti ploch a dobu trvání kontaktu jednotlivých oblastí s podložkou,
- zobrazení časových závislostí sledovaných parametrů v každé oblasti zvlášť,
- zobrazení způsobu distribuce síly a tlaku v chodidle,
- linii kroku a další.



Obr. 105 Tři naměřené tlakové obrazy a jejich průměr



Obr. 106 Využití měřicí tlakové plošiny při analýze distribuce tlaku v chodidle během kopu

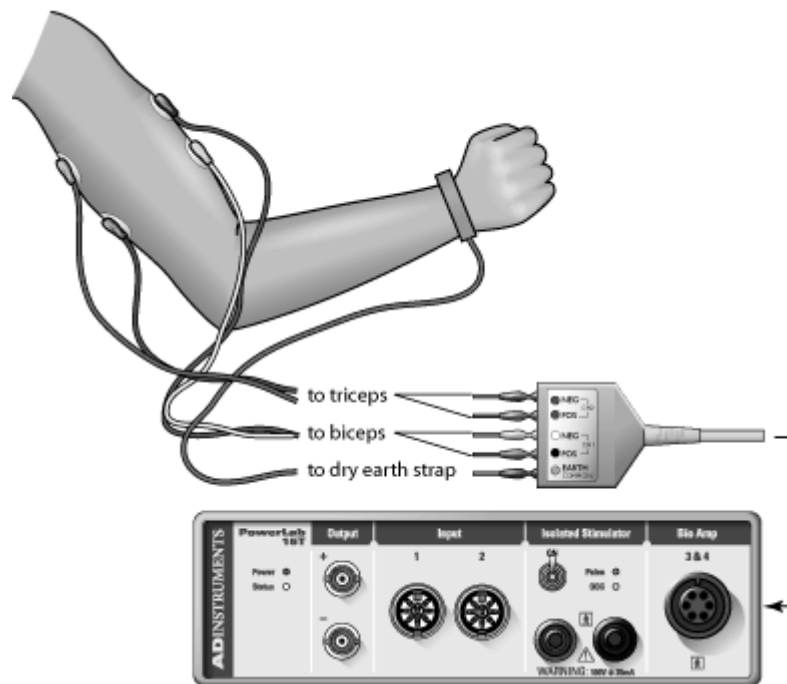
Využití dynamické plantografie nacházíme především v rámci základního výzkumu chůze či běhu, vzpřímeného stoje a jejich modifikací. Uplatňuje se v obuvnictví, v klinických aplikacích jako jsou ortopedie, neurologie, rehabilitace či protetika a ortotika, dále ve sportovní medicíně a sportovním tréninku (obr. 106). Výzkumné a diagnostické možnosti a výsledky plantografie také umožnily nedávny další rozvoj kriminalistické disciplíny zvané forenzní biomechanika. V České republice jsou v současné době využívány systémy emed, pedar, footscan nebo Baropodometer. (Vařeka a kol., 2009)

4.3 Elektromyografie (EMG)

EMG je metoda, která se používá pro měření elektrické aktivity kosterních svalů a nervů, které sval inervují. Vstoupí-li do svalu vzruch, otevírají se Na^+ kanály, což vede ke zvýšení kladného náboje ve svalové buňce a postupnému rozvoji akčního potenciálu. Změny elektrického potenciálu se zaznamenávají prostřednictvím elektrody a dále jsou v procesoru zpracovány na výstupní EMG křivku.

Podle použitých elektrod a velikosti snímaných oblastí můžeme EMG rozlišit na povrchovou a jehlovou. U **povrchové** EMG měříme akční potenciál skrz přilehlé tkáně, především tukovou vrstvu a kůži, na jejímž povrchu jsou nalepeny elektrody detekující sled akčních potenciálů blízkých motorických jednotek (obr. 107). **Jehlovou** EMG se měří vzruchy na jednotlivých motorických jednotkách, tedy souborech svalových vláken inervovaných jedním společným nervem. Jehlové elektrody, které jsou mnohem tenčí, než běžné injekční jehly, se zavádí přímo do svalu.

Pomocí této metody tedy můžeme zjistit, které svaly, jakou měrou a v jakém pořadí se při pohybu zapojují.



Obr. 107 Povrchová elektromyografie (Electromyography, 2008)

Odpovědí na podráždění alfa motoneuronu je stah svalových vláken, inervovaných tímto motoneuronem. Jedna kontrakce svalu vyvolaná jedním podnětem se nazývá svalové trhnutí. Myografický záznam má část vzestupnou (krescentu), odpovídající postupnému zkracování, vrchol a část sestupnou (dekrescentu), odpovídající postupnému ochabování. Trvání vzestupné a sestupné části křivky se liší u různých svalů a u téhož svalu se mění v závislosti na stavu svalové tkáně nebo na zevních faktorech (např. teplota). Tyto informace vypovídají o velikosti svalové aktivity v závislosti na čase a o posloupnosti v zapojování jednotlivých svalů ve smyslu mezisvalové koordinace. V žádném případě však nelze zaměňovat hodnoty svalových amplitud v μV za jednotky síly, které charakterizují mechanické změny v průběhu pohybu konkrétního tělesného segmentu. Vztah těchto dvou funkcí není lineární (Křištofič, Valouchová, 2005)

V biomechanice dominují tři aplikace při používání povrchového EMG (www.biomechanika.cz):

1. Ukazatel zahájení svalové aktivity
2. Udává informace o silových přírůstcích vyvolaných jednotlivými svaly nebo skupinou svalů
3. Ukazatel únavových procesů nastávajících uvnitř svalu

4.4 Zjišťování mechanických vlastností částí těla a tkání

Dalším tématem, kterým je nutné se při biomechanických výzkumech zabývat, je odezva tkání na mechanické působení. K poznání nelineárních vlastností biomateriálů vede mnoho experimentů, z jejichž výsledků se tvoří matematický model rovnic pro další biomechanické výpočty. Na vzorky tkání vyjmutých z lidského organismu se nechává působit v laboratorních podmínkách vnější silové zatížení tak, aby bylo možné vypočítat mechanické vlastnosti těchto tkání. Tyto výzkumy jsou náročné počínaje získáním vzorků, jejich přípravou, popřípadě fixací až po technickou náročnost jednotlivých metod. Zjišťují se

tzv. reologické vlastnosti, například pevnost a tuhost při určitém způsobu zatížení, odezva na střídavé zatěžování či dlouhodobé působení statické. Používají se k tomu speciální přístroje, které umožňují dávkovat vnější zatížení a měřit odezvu. Obvykle tedy zjišťujeme průběh mechanické napjatosti a deformace tělesa v čase, přičemž je třeba brát v potaz rychlost zatížení, dlouhodobou odezvu, možnost velké deformace a podobně.

Fotoelasticimetrie

Fotoelasticimetrie je jednou z metod určování vlastností vnitřní struktury tkání a především její reakce na vnější zátěž. Tkáň je při ní deformována a zároveň prosvěcována lineárně polarizovaným zářením (světlem). Světlo se v materiálu láme a interferuje, čímž vznikají obrazce, ze kterých se vyvozují vlastnosti materiálu. Směry hlavních napětí ve tkáni určují tzv. izostaty tvořící dvě vzájemně kolmé soustavy čar, podél nichž jsou smyková napětí nulová. Dále můžeme v obrazci najít izochromaty, což jsou geometrická místa bodů (linie) stejně zbarvená konstantním dvojlomem, definují místa bodů stejných rozdílů hlavních napětí.

POUŽITÁ LITERATURA

1. Atha, J., Yeadon, M. R., Sandover, J., Parson, K. C. The damaging punch. *British medical journal*, 1985, 291, 1756-1757.
2. Bernaciková, M., Kalichová, M., Beránková, L. *Základy sportovní kineziologie*. Elektronická publikace. Brno: Fakulta sportovních studií MU, 2010.
3. Binovský, A. *Funkčná anatomia pohybového systému*. Bratislava: Univerzita Komenského, Fakulta telesnej výchovy a športu, 2003. 274 s. ISBN: 80-223-1380-7.
4. *Biometrics Ltd.* [online]. United Kingdom: Gwent. [cit. 2010-20-10]. Dostupné na WWW: <<http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>>.
5. Bledsoe, G.H., Hsu, E.B., Grabowski, J.G., Brill, J.D. & Li. G. Incidence of injury in professional mixed martial arts competitions. *Journal of Sports Science and Medicine*, CSSI, 2006, 136-142.
6. Blum, H. Physics and the art of kicking and punching. *American Journal of Physics*, 1977, 45(1), 61-64.
7. Casri, [online]. Česká rep. Praha [cit. 2010-20-10]. Dostupné na WWW: <<http://www.casri.cz/qualisys/applications.htm>>.
8. Conkel, B.S., Braucht, J., Wilson, W., Pieter, W., Taaffe, D., Fleck, S.J. Isokinetic torque, kick velocity and force in taekwondo. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1988, 20(2), S5.
9. Dovalil, J. a kol. *Výkon a trénink ve sportu*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2002. 336 s. ISBN 80-7033-760-5.
10. Driml, B. Základní vlastnosti materiálů a jejich zkoušení. 2011. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <http://ateam.zcu.cz/zkousky_mat.pdf>.
11. Feld, M. S., McNair, R. E., Wilk, S. R. The Physics of Karate. *Scientific American* 1979, 240 (4), 150-158.
12. FILA, Programme de formation professionnelle des entraîneurs de lutte. 2001. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <<http://84.253.35.211:8083/books/EL20/EL20.pdf>>.
13. Halliday, D., Resnick, R., Walker, J. *Fyzika*. Brno: Vutium, 2000.
14. Hirata, K. Karate. In L. Larson, D. Herman (Eds.) *Encyclopedia of sports science and medicine*. New York: MadMillan, 1971.
15. Hwang, I. *Analysis of the kicking leg in Taekwondo*. Unpublished manuskript, Yonsei University, Seoul, Korea, 1989.
16. Chang, W. G. *Kinematic and kinetic analysis of lower limbs in taekwondo double jump roundhouse kicks during landing*. Institute of Coaching Science, National College of Physical Education and Sports, 2007.
17. Chen, Ch.-Y., Chenfu, H., Chen, D.-Y., Tang, J.-P. *Biomechanical Analysis of the straight and flexural leg swings of the Chinese martial arts jumping front kick*. In Proceedings of XVI International Symposium on Biomechanics in Sports, 1998.

18. Chuang, L. R., Ho, W. H., Liu, Y., Shiang, T. Y. *Biomechanical analysis of Punching Different Targets in Chinese Martial Arts*. Ohio, Congress – ASB 29th Annual Meeting, 2005.
19. Janura, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2003. 84 s. ISBN: 80-244-0644-6.
20. Janura, M., Zahálka, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. 209 s. ISBN 80-244-0930-5.
21. Jelečková, P. *Biomechanická 3D analýza kopu yop chagi v taekwondu*. Diplomová práce. Brno: Fakulta sportovních studií, 2010.
22. Karas, V. *Biomechanika pohybového aparátu člověka*. Praha: UK, 1978.
23. Karas, V., Otáhal, S., Sušanka, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha: SPN, 1990. 180 s. ISBN 80-04-20554-2.
24. Kassat, G. *Biomechanik für Nicht-Biomechaniker*. Rödighausen: Fitness-Contur-Verlag, 1993, ISBN 3-928148-06-0.
25. Kim, Y. K., Hinrichs, R. N. *Biomechanical classification of taekwondo kicks*. 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Sep 2006.
26. Kim, J.W., Yenuga, S.S., Kwon, Y.H. *The effect of target distance on trunk pelvis, and kicking leg kinematics in Taekwondo round house kick*. In: Proceedings of the 26th International Symposium on Biomechanics in Sport. Seoul, Korea, 2008, p. 742.
27. Kirk, Z. *Board breaking*. 2006. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <<http://www.kattaekwondo.com/files/Board%20Breaking.pdf>>.
28. Kolektiv autorů. Dohoda o chápání pojmu simulace systému. *Automatizace*, 1986, 29, 12, s. 299–300.
29. Koniar, M., Leško, M. *Biomechanika*. 1. vyd. Bratislava: SPN, 1990. 310 s. ISBN 80-08-00331-6.
30. Konvičková, S., Valenta, J., Mareš, T. *Biomechanika svalstva člověka*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 2007. 131 s. ISBN 978-80-01-03911-3.
31. Kučera, M., Dylevský, I. *Sportovní medicína*. Praha: Grada Publishing, 1999. 280 s. ISBN: 80-7169-725-7.
32. Lee, J.-H. A study on the dynamic and impact analysis of side kick in taekwondo. *The Korean Society of Mechanical Engineers*, 2007, 32(1), 83-90.
33. Lopot, F. *Reologie a biomechanika - Aplikace modelů*. Studijní materiál. Praha: FTVS, katedra anatomie a biomechaniky, 2011.
34. Lovell, M. R. *Traumatic brain injury in sports: an international neuropsychological perspective*. London: Taylor & Francis, 2004.
35. McGonagill, B. Physics of Martial Arts [PDF document], 2004. Retrieved August 31, 2011, from <http://www.phys.ttu.edu/~cmyles/Phys5306/Papers/2004/Physics%20of%20Martial%20Arts.doc>.
36. Miklós, R., Kneppo, D. *Taekwon-do I. T. F. Tréninkový manuál*. Slovenská taekwon-do asociácia, 2002.

37. Míková, M. *Kineziologická laboratoř II*. 2006. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <http://krtvl.upol.cz/prilohy/36_1148227488.pdf>.
38. Nakayama, M. *Dynamic karate*. New York, NY: Kodansha International Ltd., 1989.
39. Nishioka, H. The physics of judo. *Black belt magazine*, December, 1969. [cit. 2010-20-10]. Dostupné na WWW: <http://books.google.cz/books?id=qc4DAAAAMBAAJ&pg=PA9&lpg=PA9&dq=Nishioka+1969++the+physics+of+judo&source=bl&ots=uRk5JkMN4r&sig=BvrHj9uMHpDX5xIPkSo030-BU98&hl=cs&ei=Q7G-TuWUDaT74QSn49ykBg&sa=X&oi=book_result&ct=result&resnum=1&ved=0CCAQ6AEwAA#v=onepage&q=Nishioka%201969%20%20the%20physics%20of%20judo&f=false>.
40. Novák, A. *Biomechanika tělesných cvičení*. 2. vyd. Praha: SPN, 1970. 250 s.
41. *Novel* [online]. Germani: Munich. [cit. 2010-20-10]. Dostupné na WWW: <<http://novel.de/novelcontent/emed>>.
42. Nowoisky, H. The Biomechanics of Loss of Balance in Olympic Sport Judo, Possibilities of Measurement of Biomechanical Parameters, International Symposium on Biomechanics in Sports, vol. 2, 20050822-27, Beijing (CN), 2005.
43. Pappas, E. Boxing, wrestling, and martial arts related injuries treated in emergency departments in the United States, 2002-2005. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2007, 6(CSSI-2), 58-61.
44. Pearson, J.N. *Kinematics and Kinetics of the Taekwon-Do Turning Kick*, A dissertation submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Bachelor of Physical Education with Honours at the University of Otago, Dunedin New Zealand, 1997.
45. Pieter, R, Pieter, W. Speed and force in selected taekwondo techniques. *Biology of sport*, 1995, 72(4), 257-266.
46. Porada, V. *Teorie kriminalistických stop a identifikace*. Praha: Academia, 1987.
47. Putnam, C. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. *Med. Sci. Sport Exerc.*, 1991, 22, 130-144.
48. Reguli, Z. *Diagnostika vybraných modelů pádových technik*. Disertační práce, Brno, Masarykova univerzita, 2007.
49. Reguli, Z. *Biomechanické principy pádových technik v aikidó*. Magazín aikido, 2001, 2, 4, s. 8-10.
50. Sacripanti, A. *Advances in Judo Biomechanics Research*, Verlag: Verlag Dr. Müller, 2010.
51. Serina, E. R., Lieu, O. K. Thoracic injury potential of basic competition Taekwondo kicks. *Journal of Biomechanics*, 1991, 24(10), 951-960.
52. Sprague, M. *Fighting Science*. Santa Fe: Turtle Press, 2002.
53. Steiger, T. *Physics 208: Physics of Sports*. 1999. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <<http://neutrino.phys.washington.edu/~wilkes/post/temp/phys208/>>.
54. Straus, J. *Biomechanika tupého poranění organismu*. Praha: PA ČR, 2000;
55. Straus, J. *Aplikace forenzní biomechaniky*. Praha: Police history, 2001, s.17-19.

56. Straus, J. Teorie biomechaniky pádu a biomechanická klasifikace pádů. *Bezpečnostní teorie a praxe*, 2004, zvl. č., 499 – 520.
57. Straus, J. a kol. *Biomechanika pádu z výšky*. Praha: PA ČR, 2004.
58. Straus, J., Jonák, J. Lokomoce člověka z hlediska forezní biomechaniky. *Pohybové ústrojí*, 2004, 11, 1-2, s. 130-131.
59. Straus, J. Tolerance lebky a mozku na vnější mechanické působení. *Soudní inženýrství*, 2007, 18, 1, s. 42-49.
60. Straus, J. Zkušenosti ze znalecké praxe ve forezní biomechanice. 2008. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <<http://www.mvcr.cz/clanek/zkusenosti-ze-znalecke-praxe-ve-forezni-biomechanice.aspx>>.
61. Straus, J. Biomechanická analýza vybraných druhů pádu z výšky. *Bezpečnostní teorie a praxe*, 2009, zvl. číslo.
62. Svoboda, E. a kol. *Přehled středoškolské fyziky*. 3. vyd. Praha: Prometheus, 1996. 497 s. ISBN 80-7196-116-7.
63. Unterharnscheidt, F., Unterharnscheidt, J. T. *Boxing: medical aspects*. London: Academic press, 2003.
64. Van Ghelewe, B., Van Schandeviji, H. A kinematic study of trunk station during a gyaku-zuki using tilted plane cinematography. In H. Matsui, K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIIIB: Proceedings of the 8th International Congress of Biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1983.
65. Vařeka a kol. Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu. Olomouc: Univerzita Palackého. [cit. 2010-20-10]. Dostupné na WWW:<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=45&Itemid=83>.
66. Volf, O. *Konspiky odborné přípravy II.*, 2010. [cit. 2011-03-05]. Dostupné na WWW: <<http://www.hzscr.cz/clanek/konspiky-odborne-pripravy-ii.aspx?q=Y2hudW09Mw%3D%3D>>.
67. Walker, J. *Karate strikes*. American Journal of Physics, 1975, 43 (10), 845-849.
68. Walker, J. *The Physics Of Forces In Judo: Making The Weak Equal To The Strong*. 2002. [cit. 2010-20-10]. Dostupné na WWW: <<http://www.fightingarts.com/reading/article.php?id=281>>.
69. Ward, M. C. S. *Kinematic analysis of the gyaku-zuki (reverse punch) in zenkutsu-dachi (front stance)*. Master's Theses. San Joe State University, 1992.
70. Wilk, S.R. The Physics of Karate. *American Journal of Physics*, 1983, 51, 783-790.