

Intenzita obrany z hlediska fyzikálního účinku techniky

Intensity of defence in term of physical action of a technique

Michal Borovian

Diplomová práce
2009



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky
Ústav elektrotechniky a měření
akademický rok: 2008/2009

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Michal BOROVIAN**
Studijní program: **N 3902 Inženýrská informatika**
Studijní obor: **Bezpečnostní technologie, systémy a management**

Téma práce: **Intenzita obrany z hlediska fyzikálního účinku techniky**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámit s problematikou fyzikálního účinku techniky beze zbraně na stupeň intenzity obrany.
2. Zaměřit se na měření a výpočty různé úrovně provedení základní úderové techniky z hlediska času, dopadové energie a účinku v cíli.
3. Vyhodnotit a seřadit vybranou techniku dle času a účinku.
4. Zpracovat schéma této techniky s možností uživatelsky snadných výpočtů její účinnosti.
5. Práci podpořit schématy a názorninami.

Rozsah práce:

Rozsah příloh:

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. **FIRST, R. – BLAHUT, A. Sebeobrané modelové situace. 1. vyd. Praha: Policejní akademie, 1998. 78 s. Skripta 1057558.**
2. **LEBEDA, A. A. Sebeobrana. Sebeobrané umění pro každého. 3. vyd. Praha: Olympia, 1984. 377 s. 27 – 033 – 84.**
3. **NÁCHODSKÝ, Z. Nebojte se bránit. 1. vyd. Praha: Armex Publishing, 2006. 336 s. ISBN 80-86795-43-8.**
4. **NÁCHODSKÝ, Z. Učebnice sebeobran pro každého. 1. vyd. Praha: Futura, a.s. 1992. 358 s. ISBN 80- 85523-01-09**
5. **ROLLOVÁ, K. Staňte se svým bodygurardem. 1. vyd. Praha: Albatros, 2005. 153 s. ISBN 80-00-01714-8.**
6. **Halliday D., Resnick R., Walker J.: Fyzika : vysokoškolská učebnice obecné fyziky, 1. vydání, VUTIUM/Prométheus, Praha 2000, 578-888, (36) s. příl. str.,ISBN 80-214-1868-0, ISBN 80-7196-213-9 81-7196-213-9**
7. **MALÁNIK, Z. Přednášky z předmětu Speciální tělesná příprava. 2000 – 2009.**

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Zdeněk Maláník

Ústav elektrotechniky a měření

Datum zadání diplomové práce:

20. února 2009

Termín odevzdání diplomové práce:

22. května 2009

Ve Zlíně dne 20. února 2009



prof. Ing. Vladimír Vašek, CSc.
děkan



doc. RNDr. Vojtěch Křesálek, CSc.
ředitel ústavu

ABSTRAKT

Práce se zabývá problematikou fyzikálního účinku techniky beze zbraně na stupeň intenzity obrany. Zaměřuje se na měření a výpočty různé úrovně provedení základní úderové techniky z hlediska času, dopadové energie a účinku v cíli. V experimentálním měření na testovaných osobách je zjišťována výsledná síla úderu. Ze získaných poznatku jsou vyvozeny závěry vztahující se k možnosti předvídat sílu úderu na základě fyzických predispozicí.

Klíčová slova: fyzika, úder, síla, technika, sebeobrana, přímý úder, rychlost, čas

ABSTRACT

The master thesis is deal with the problems of physical effect of no weapon techniques to intensity of defense. It focuses on the measurement of basic impact technique from the view of impact energy, which is examined from continuance values of power and the effect to target. There was measured the impact energy of tested person. There are deduced conclusions to possibility of anticipate the strength of stroke on the base of physical predisposition of person.

Keywords: physical, strike, force, techniques, self-defence, speed, time

Poděkování:

Na tomto místě bych rád chtěl poděkovat vedoucímu Ing. Zdeňku Malánikovi za odborné vedení při realizaci mé diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Vladimíru Gerlichovi a Ing. Michalu Procházkovi za pomoc při měření a doc. RNDr. Petru Ponižilovi, Ph.D. za rady z oblasti fyziky.

Citát:

„Čím promyšleněji lidé jednají, tím účinněji je může postihnout náhoda.“

- Friedrich Dürrenmatt

Prohlašuji, že

- beru na vědomí, že odevzdáním diplomové/bakalářské práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších právních předpisů, bez ohledu na výsledek obhajoby;
- beru na vědomí, že diplomová/bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému dostupná k prezenčnímu nahlédnutí, že jeden výtisk diplomové/bakalářské práce bude uložen v příruční knihovně Fakulty aplikované informatiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně a jeden výtisk bude uložen u vedoucího práce;
- byl/a jsem seznámen/a s tím, že na moji diplomovou/bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- beru na vědomí, že podle § 60 odst. 1 autorského zákona má UTB ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- beru na vědomí, že podle § 60 odst. 2 a 3 autorského zákona mohu užít své dílo – diplomovou/bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- beru na vědomí, že pokud bylo k vypracování diplomové/bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tedy pouze k nekomerčnímu využití), nelze výsledky diplomové/bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- beru na vědomí, že pokud je výstupem diplomové/bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji,

že jsem na diplomové práci pracoval samostatně a použitou literaturu jsem citoval.

V případě publikace výsledků budu uveden jako spoluautor.

Ve Zlíně dne 14. 5. 2009

.....
Podpis diplomanta

OBSAH

ÚVOD	9
I TEORETICKÁ ČÁST	11
1 ZÁKLADNÍ POJMY	12
1.1 SEBEOBRANA	12
1.2 FYZICKÉ NAPADENÍ	14
1.3 TECHNIKA, ÚPOLY	14
1.4 BIOMECHANICKÉ VZTAHY – POHYB.....	16
2 ÚDEROVÉ TECHNIKY	18
2.1 ÚDERY HORNÍ KONČETINOU	18
2.1.1 Anatomie horní končetiny.....	18
2.1.2 Přímý úder	20
2.1.3 Úder loktem.....	23
2.2 ÚDERY DOLNÍ KONČETINOU	24
2.2.1 Anatomie dolní končetiny.....	25
2.2.2 Kop nohou.....	26
2.2.3 Kop kolenem.	28
2.3 POROVNÁNÍ ÚDEROVÝCH TECHNIK.....	29
2.4 OBRANA	30
2.5 ÚČINKY ÚDERU NA LIDSKÉ ZDRAVÍ	31
3 FYZIKA ÚDERU	35
3.1 TĚŽIŠTĚ, MOMENT SETRVAČNOSTI	36
3.2 ĪMPULZ SÍLY A HYBNOSTI	37
3.3 SRÁŽKY.....	38
3.4 SÍLA	41
3.5 TLAK	41
II PRAKTICKÁ ČÁST	42
4 MĚŘENÍ SÍLY ÚDERU	43
4.1 POSTUP MĚŘENÍ.....	43
4.2 TESTOVANÉ OSOBY	44
4.3 TECHNICKÉ PROSTŘEDKY	45
4.4 MĚŘÍCÍ STANOVIŠTĚ.....	47
4.5 METODA VYHODNOCENÍ SÍLY.....	48
4.6 NAMĚŘENÁ DATA.....	50
4.6.1 Změřená síla	51
4.6.2 Rychlost ruky před úderem	52
4.6.3 Závislost tělesné hmotností a výšky na průměrné síle	53

4.7	INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	55
4.7.1	Změřená síla	55
4.7.2	Síla úderu v závislosti na tělesné výšce a hmotnosti (BMI)	56
ZÁVĚR.....		58
CONCLUSIONS		60
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ		62
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK		63
SEZNAM OBRÁZKŮ		65
SEZNAM TABULEK.....		66
SEZNAM PŘÍLOH.....		67

ÚVOD

Pod pojmem fyzikální účinky techniky si můžeme představit soubor všech aspektů z oblastí fyziky aplikovaných na jednotlivé podoby silového působení. Technikou zde rozumíme metodu či způsob jakým jsou prováděny určité pohybové akce mající za následek silové působení obvykle mezi dvěma osobami. Jednou z technik, které obecně využívají nejvíce silové interakce, jsou úderové techniky. Zkoumání fyzikální podstaty úderu vychází z potřeby znalosti způsobů, jak lze výslednou sílu určit na základě jednoduchých počátečních podmínek. Pro praktické využití je nezbytná znalost jednotlivých závislostí a vstupních okolností, které se na procesu fyzikálního účinku jednotlivých technik podílejí. V soudním a znaleckém dokazování, při kriminalistickém zkoumání, pro účely výuky sebeobrany, ale i ve sportovním odvětví jsou důležité znalosti ohledně působení sil. Na základě takových informací je možné predikovat účinky na lidské zdraví, formulovat taktické a technické zásady v závislosti na použité technice a vyhodnocovat nejefektivnější způsoby obrany.

Zvolené téma má velký potenciál z pohledu získaných informací a jejich následného využití. Experimentální měření je důležité pro ověření teoretických předpokladů a pro jejich upevnění nebo vyvrácení. Z tohoto hlediska je takových informací nedostatek a každé provedené přeměnění na vzorku testovaných osob, nám umožňuje zpřesnit a pochopit jakým způsobem a co možná nejpřesněji lze určit fyzikální aspekty, podílející se na určité technice úderu. Vyslovené hypotézy, ale i laické předpoklady týkající se síly úderu a schopnosti jedince „silně udeřit“ se často nezakládají na fyzikálních zákonitostech, ale pouze na odborném odhadu, ze zkušeností nebo podobných událostí.

Cílem práce je proto srovnání naměřených dat s dostupnými prameny, vyhodnocení a zpracování jednotlivých možných závislostí. Ověření možností měřit sílu úderu pomocí vybrané metody a formulovat získané znalosti.

Z pohledu praxe a následného využití by měla práce primárně přinést důležité výsledky pro potřeby soudních znalců, při soudních řízeních a pro dokazované skutečnosti, kde se uplatnila fyzická síla ve formě násilí. Sekundárně by měli informace přinést pochopení podstaty úderu, časových a dráhových závislostí, rychlostí a dalších parametrů podílejících se na úderové technice po fyzikální stránce. Znalosti lze aplikovat v oblasti sebeobrany pro efektivní způsob boje a výběru nejúčinnějšího způsobu obrany.

V práci bude provedeno experimentální měření jedné z vybraných úderových technik s cílem určit výslednou sílu a její závislost na vstupních podmínkách u testovaných osob. Metoda byla zvolena na základě technické, materiální a časové proveditelnosti spolu s možností ji porovnat s dostupnými experimenty. Metodou analýzy, dedukce a pozorování při experimentu budou zjištěny vztahy mezi fyzikálními veličinami a tím vyvozeny závěry.

Struktura práce je formulována tak, aby v teoretické části byly objasněny základní pojmy ze sebeobrany, techniky úderu a biomechaniky pohybu. Následuje rozbor jednotlivých úderových technik a jejich možných následků z pohledu sebeobrany a poranění. Konec teoretické části se věnuje fyzikálnímu pohledu na techniku úderu a teoretické přípravě na praktickou část. V té je popsán způsob a provedení experimentu s výslednými daty a jejich interpretací. V závěru jsou zmíněny nejdůležitější body a výsledky práce.

Pro lepší pochopení výsledků měření je potřebná znalost základu fyziky z oblasti mechaniky a povědomí o způsobu a možnostech sebeobrany a praktická zkušenost s úderovými technikami.

I. TEORETICKÁ ČÁST

1 ZÁKLADNÍ POJMY

Fyzikální rozbor jakéhokoliv děje lze provést na základě jeho zjednodušení, vymezení a ohraničení samotného procesu na menší části. Stejným způsobem je možné aplikovat fyziku i na rozbor a vyhodnocení situací týkající se fyzického napadení. Abychom se mohli zaměřit na jednotlivé procesy probíhající při fyzickém kontaktu, je důležité se obeznámit s pojmy z oblasti sebeobrany, fyzického napadení a prováděné techniky.

1.1 Sebeobrana

Sebeobrana je stará jako lidstvo samo. Zvláště sebeobrana jako univerzální bojový prostředek jednotlivce i skupiny osob se vyvinula ze zkušenosti, že neozbrojený byl často napadán silnějším, mnohdy ozbrojeným útočníkem. Různé techniky vznikly teprve tehdy, kdy začal být způsob boje organizovanější. Tyto způsoby boje byly časem modifikovány a ovlivňovány rozličnými kulturami a tradicemi doby. Mnohé z nich byly zapomenuty, mnohé však přetrvaly až dodnes. Z těchto rozmanitých systémů časem vznikala první bojová umění, která často sloužila vojenským účelům a měla udržovat obranyschopnost a bojovnost. Boj byl praktickou nutností, aby člověk obstál v zápase o život. Až později z tréninku vychází samotné bojové sporty, kdy nutkání své umění porovnat s ostatními vyústilo v první formu sportovních utkání. V té době se mnohá bojová umění proměnila v systémy výchovy, tradic a otužování těla. Proto bylo také nutné zavést pravidla, která by umožňovala, co nejrealističtější a přitom bezpečný boj.

Úpolové sportovní disciplíny, které jsou založeny na individuálním sportovním výkonu, například v judu, boxu, karate, aikidu, nebo jiných bojových sportech, vznikaly simulací skutečných soubojů za použití některých charakteristických prvků. Jedná se především o různé údery, podtrhy, páky a jiné. Ovšem tyto prvky byly po technické stránce upraveny tak, aby, za pomoci příslušných pravidel, ochranných pomůcek a jiných systémů nedocházelo ke zranění účastníků. Důležitá je i ta skutečnost že, pravidla sportovního utkání zabezpečují soupeřům stejné podmínky boje a možnost vítězství, s ohledem na místo, úbor, vybavenost, tak i z nutnosti čestného jednání. Soupeři se mohou na utkání náležitě připravit jak po fyzické, taktické, tak i po psychické stránce. Všem těmto podmínkám odpovídá výcvik ve většině bojových sportů. Proti tomu však stojí "skutečný souboj" zbaven všech (tak zvaných) pravidel. Jestliže, ve sportovním utkání, tréninku jsou tedy podmínky rovnocenné, pak při sebeobraně je většinou ve výhodě útočník. Ten totiž

volí místo, dobu, zahájení boje, zbraň a rozhodně se nebude řídit žádnými pravidly. Jedinou výhodou pro obránce snad může být to, že útočník obvykle nemá dostatek morálních a volných vlastností k důsledné přípravě a vedení efektivního způsobu boje (na to, ale nelze spoléhat). Dále obránce musí disponovat takovými taktickými a technickými prostředky, aby zvýhodnění útočníka vůbec nepřipustil, nebo aby je hned při zahájení boje, co nevíce eliminoval a uplatnil v maximální míře své přednosti a znalosti. Ve správně takticky vedeném střetném boji spočívá hlavní rozdíl mezi sportovním zápasem a skutečnou bojovou akcí. Samozřejmě kromě základního motivu, proč je boj veden. Každé takové napadání má mnoho projevů. Práce se bude zabývat jednou z oblastí, jakým způsobem se projevuje z hlediska fyzikálního účinku použité techniky a případné obrany.[1]

Nutná obrana

Právní definice nutné sebeobranu § 13 z. č. 140/61 Sb. ve znění pozdějších předpisů: *„Čin jinak trestný, kterým někdo odvrací přímo hrozící nebo trvajících útok na zájem chráněný tímto zákonem, není trestným činem. Nejde o nutnou obranu, byla-li obrana zcela zjevně nepřiměřená způsobu útoku.“*

Jednání skrze nutnou obranu je vždy vedeno pouze proti útočníkovi či jeho zájmům. Pokud bude útočníků více, je přípustné použít nutnou obranu proti kterémukoliv z nich. Útokem se dle práva rozumí úmyslné protiprávní jednání člověka (tj. fyzické osoby).

Z právního hlediska musí útok splňovat tři podmínky.

1. Útok ohrožuje společenské vztahy a zájmy chráněné trestním zákonem.
2. Útok přímo hrozí nebo trvá.
3. Přiměřenost obrany – zákon definuje, že obrana musí být přiměřená povaze a nebezpečnosti útoku. Obranou může být způsobena i větší škoda, než jaká hrozila, nesmí však jít o hrubý nepoměr. Nutná obrana tedy může překročit hranice potřebné k odvrácení útoku, a to jak co do síly a druhu použitých prostředků, tak co do času, ve kterém obrana probíhá. Co do intenzity by měla být účinná obrana vždy silnější než útok. [10]

1.2 Fyzické napadení

Fyzickým napadením rozumíme násilný čin, provedený jedním nebo několika útočníky na jedinci nebo skupině osob. Úrazový děj probíhá nejčastěji tak, že útočník napadá svoji oběť nejprve údery pěstí nebo otevřenou rukou do obličeje. Vzácněji útočí nohou a kopne svoji oběť do rozkroku, do břicha, do dolních končetin, do hýždí, vycvičený v bojových sportech kopem i ze strany do obličeje. Jindy může uchopit napadeného za obě paže nebo ramena, udeří jej čelem do kořene nosu nebo mu podrazí nohy a tím napadaného dostane nárazem. Rovněž po úderech do hlavy napadaný často padá na zem a útočník kope do různých částí těla. Někdy útočník používá různých nástrojů, chladných a střelných zbraní. Zranění napadeného bývají způsobena, jak přímým zásahem, tak při pádu nárazem nebo nárazem na jiný předmět. [11]

1.3 Technika, úpoly

Každé fyzické napadení má vždy shodným prvky. Ve všech případech, ať se jedná o sportovní zápolení nebo o sebeobranu. Vždy zde figuruje útočník tedy ten, který napadení provádí. Z jeho strany je útok veden, vykonává určitou fyzikální práci. Snahou útočníka je zasažení cíle takovým způsobem, aby mu předal co největší část kinetické energie, a tím způsobil co největší poškození. Ne vždy je ovšem nutné k dosažení maximálního poškození předat co největší množství energie. Jednoduchý předpoklad je ovlivněn především použitou technikou a zbraní.

Technikou rozumíme způsob, metodu jakou je prováděna určitá posloupnost pohybů různých částí těla vedoucí k předání pohybové energie cíli.

V práci budeme tedy definovat útočníka jako: „Osobu působící silou F na těleso, při které dochází k posouvání nebo deformaci tohoto tělesa“.

Dále si zavedeme definici pro obránce: „Osoba, na kterou působí síla F a způsobuje jeho posouvání nebo deformaci“.

Definice techniky úderu: „Jde o způsob silového působení útočníka na obránce“.

Technik úderů je nepřehledné množství a vycházejí z úpolových sportů. Úpoly jsou pohybové aktivity zacílené na kontaktní fyzické překonání partnera. Do úpolů zařazujeme i specifická cvičení, které jsou přímou průpravou na kontaktní překonání partnera. Průpravné úpoly jsou relativně jednoduché úpolové činnosti, zahrnující úpolové

předpoklady, pro cvičení úpolových sportů, sebeobrany, jako i jiných, neúpolových pohybových aktivit, ve kterých dochází ke kontaktu dvou cvičenců (hráčů a podobně). Průpravné úpoly slouží i na rozvoj jednotlivých pohybových schopností. Rozdělujeme je na základní úpolovou techniku a základní úpoly.

Základní úpolová technika, je předpokladem pro všechny další pohybové činnosti v úpolech, i když se nemusí vždy nacvičovat s partnerem. Jedná se o specifické polohy, pohyby i celé pohybové akty, jako jsou úpolové polohy, přechody mezi polohami, střehy, pádová technika, základní úpolové pohyby paží, základní úpolové pohyby nohou, obraty těla, způsoby navazování kontaktu, techniky zvedání, nošení a spouštění živého břemene, úpolové přemísťování.

Úpolové sporty jsou nejobsáhlejší částí úpolů jsou v nich zahrnuty všechny samostatně stojící a navzájem odlišné úpolové systémy. Každý z nich splňuje základní znaky samostatného úpolového odvětví. Mají svůj vlastní název, vývoj, technické i jiné prostředky, pravidla, zastřešující organizaci a podobně. Úpolové sporty jsou seskupeny v různých dalších podřízených kategoriích podle jejich zaměření na soutěž, sebeobranu, nebo komplexní rozvoj.

Bojová umění jsou zejména pohybové systémy, které se vyvinuly ze starých způsobů boje, a které se dnes provádějí jako součást životní cesty, pro sport, sebeobranu, nebo je jejich cílem zachování tradice a kulturního dědictví. I když je většina bojových umění současně úpolovými sporty, některá nepracují s přímým kontaktem s partnerem, byť imaginárním. Kupříkladu japonská lukostřelba kjúdó, nebo umění vrhání zbraní nepatří mezi úpoly, jsou ale hodnotnými bojovými uměními.

Práce se zabývá základními jednoduchými technikami, které nevyžadují žádné speciální znalosti či trénink. Takové techniky jsou především využívány při sebeobranných situacích, napadeních. Přímý úder a přímý kop jsou, nejpoužívanější ve střetném boji a můžeme se s nimi setkat nejčastěji.

Fyzikální účinky techniky na lidský organismus jsou proměnné a závisí na mnoha aspektech. Primární aspekty ovlivňující fyzikální účinky techniky jako jsou dopadová energie a síla úderu, úderová plocha a čas působení. Sekundární aspekty jsou místo úderu na lidském těle, konstituční stavba každého jedince, trénovanost a zdravotní stav. Aby

mohly být výsledné fyzikální účinky vyhodnoceny a následně odpovídali skutečnosti je nutné všechny tyto proměnné vzít v úvahu. [10]

1.4 Biomechanické vztahy – pohyb

Lidské tělo se skládá z relativně samostatných hmotných segmentů, které nejsou dokonale tuhými tělesy. Segmenty těla jsou spojeny klouby umožňujícími měnit jejich polohu. Velká proměnlivost vzájemných poloh segmentů těla způsobuje značné obtíže při stanovení mechanických vlastností pohybového systému s vnějším prostředím. Parametry jednotlivých segmentů jako hmotnost, těžiště jednotlivých částí, celkové těžiště moment setrvačnosti se neustále mění.

Pohybový systém lze považovat za relativně uzavřený živý biologický systém, u nějž lze vymezit vstupy, kterými působí vnější fyzikální prostředí na systém a výstupy, jimiž působí systém na své okolí. Strukturu pohybového systému lidského těla je možno definovat na různé rozlišovací úrovni.

Smyslové podněty, které jsou vyvolány působením vnějších činitelů, na různé receptory nebo vlastní volní pohybový záměr jedince jsou spouštěcími mechanismy řady procesů uvnitř pohybového systému. Výstupem těchto dějů je pohybový akt, který se manifestuje pohybem segmentů nebo silovým působením segmentu na vnější prostředí.

Svalovou kontrakci lze rozlišit vzhledem ke změnám délky činné části svalu na izometrickou, koncentrickou a excentrickou. *Izometrická kontrakce* je charakterizována změnou velikosti výstupní síly při stálé nezměněné délce svalu. *Koncentrická kontrakce* vzniká při zkracující se délce svalu. Při *excentrické kontrakci* se délka svalu prodlužuje.

Pohybová činnost člověka je determinována vnějším silovým působením fyzikálních sil. Řadu těchto vnějších sil lze ovlivnit pohybovými akcemi člověka (např. reakční síly při odrazu, odpor prostředí změnou polohy těla apod.). Mechanickou strukturou komunikace pohybového systému s vnějším fyzikálním prostředím je mechanická triáda, tvořená svalem, mezilehlými prvky a segmentem.

Sval je možno považovat za primární zdroj produkce mechanické energie. Základní funkcí mechanické triády je aktivní pohyb segmentu, fixace segmentu v dané poloze a brzdění pohybu segmentu při vnějším zatížení.

Mezilehlé prvky zajišťují mechanický přenos svalového působení na segment a mechanické spojení kostí. Rozhodujícím prvkem je kloub umožňující změnu vzájemné polohy segmentů těla.

Segment lze považovat za pasivní prvek zajišťující přenos akčních svalových sil na vnější prostředí a přenos vnějších silových podnětů z okolního hmotného prostředí na sval.

Dosáhnutí maximální síly pomocí kontroly nad zkracováním a prodlužováním svalů závisí na mnoha faktorech. Síla z pohledu zapojení svalové soustavy může být velice rozdílná (síla získaná zvedáním těžkých závaží, švihová síla, vytrvalostní síla). Síla úderu některého technického prvku je úměrná rychlosti provedení. Dynamická složka úderu se projeví v rychlosti pohybu příslušné části těla (těžiště). Výsledkem pohybu je síla úderu vycházející z hmotností a znásobená zrychlením. [8]

2 ÚDEROVÉ TECHNIKY

Intenzita obrany je především závislá na fyzikálních účincích techniky. Takové techniky mají za účel nejefektivněji předat pokud možno co nejvíce energie od útočníka, tedy osoby takovou techniku provádějící, na obránce, který je této technice vystaven. Úderovou techniku můžeme definovat jako techniku za pomoci, které se snaží útočník zasadit ránu protivníkovi horní nebo dolní končetinou (jakoukoliv částí) nebo hlavou. Práce nebude pojednávat o všech technikách a způsobech, ale zaměří se pouze na ty základní.

2.1 Údery horní končetinou

Technika úderu horní končetinou používá ruku nebo některou z jejích částí. Plocha dlaně, prsty, klouby ruky, hrany ruky. Jde o základní techniku, která je společná ve většině bojových sportů a liší se pouze stylem a provedením. Je známo mnoho možností jak udeřit. Například v karate máme až 20 možností úderu ovšem v praxi se nepoužívá víc než 5 způsobů a to především z důvodů složitosti a efektivnosti boje. Jedná se o rychlé techniky snadno aplikovatelné a také nejúčinnější. Při sebeobraných situacích, střetném boji či fyzickém napadení se uplatňují nejčastěji. Pokud budeme porovnávat techniky úderu s jinými technikami, jako jsou páky, kopy, přehozy a úchopy zjistíme, že pokud jde o složitost a rychlost je dobře provedený úder rukou nejsnadněji proveditelný a nejrychlejší. Při srovnání fyzikálních účinků a dopadů poškození na lidské tělo je pak již těžké o nejúčinnější technice rozhodnout, protože porovnání nelze objektivně provést. Základní úderová technika rukou se nazývá přímý úder.

2.1.1 Anatomie horní končetiny

Horní končetina je v podstatě komunikační orgán umožňující spojení s okolím i s vlastním tělem. Z pohledu bojových, nebo sebeobraných technik je horní končetina nezastupitelná. Většina technik využívá horní končetinu pro údery nebo pro úchopy.

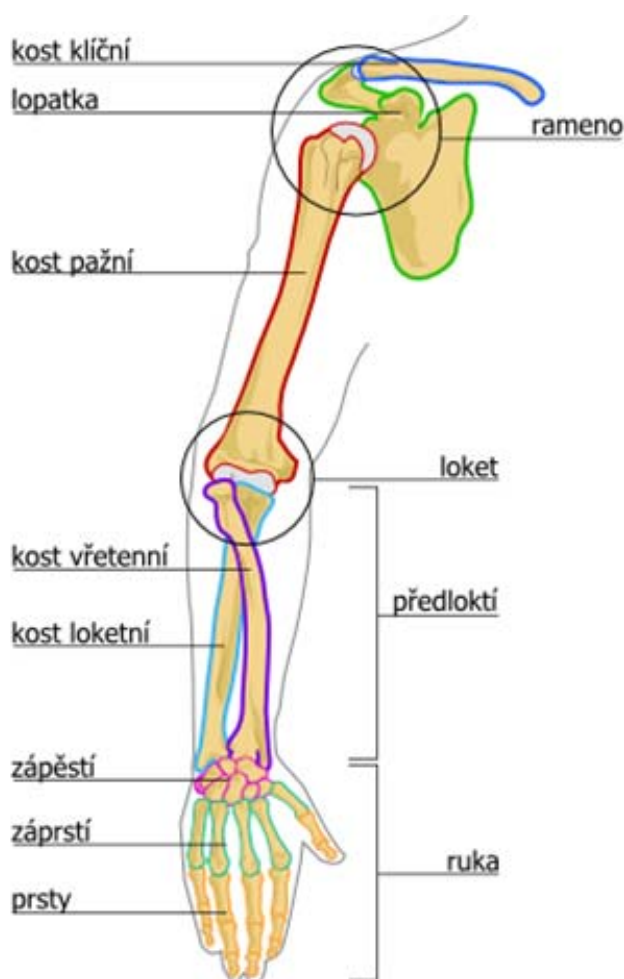
Pohyblivost horní končetiny je někdy přirovnávána k možnostem portálového jeřábu, ale v podstatě nenapodobitelný je jemně odstupňovaný, a typově neobyčejně diferencovaný pohyb ruky. Proto již pletenec horní končetiny, který končetinu připojuje k trupu, je mimořádně pohyblivý. Volná končetina je vlastně řetězcem různě pohyblivých článků, segmentů. Kořenový kloub horní končetiny ramenní kloub, je nejpohyblivějším

kloubem těla umožňující rozsáhlý pohyb celé horní končetiny v prostoru, a pomocí loketního kloubu mění končetina svoji délku. Samostatnou kapitolu představuje obrovská pohyblivost ruky s precizně odstupňovaným rozsahem pohybů prstů a s možností pohybu, který "vytvořil člověka" opozicí palce.

Dominantní funkcí horní končetiny je úchop. Úchopové funkci odpovídá nejen diferencovaně subtilní stavba skeletu horní končetiny a úprava kloubních spojů, ale i charakteristické uspořádání a prostorová orientace svalových skupin. Na paži a na pletenci horní končetiny převládají mohutné a vícekloubové svaly generující silové pohyby značného rozsahu. Pro předloktí jsou typické štíhlé, ploché a dlouhé vícekloubové svaly sdružující se do funkčních vrstev a skupin. Krátké svaly vlastní ruky jsou koncentrovány do dlaně a na hřbet ruky zasahují pouze dlouhé svaly (šlachy) z předloktí. Teprve ruka je vlastní úchopový článek horní končetiny s diferencovanou pohybovou aktivitou, ale bez větších silových ambicí. [9]

Z pohledu svalové soustavy (kosterní svalstvo) je ruka tvořena svaly ramen, svaly pažní, svaly na předloktí dlaňové straně, svaly na předloktí zadní strana a svaly ruky. Tyto svalové skupiny se dále dělí na jednotlivé svaly. Sval je složen ze svalové tkáně, která má schopnost stažení (kontrakce), ke kterému dochází v reakci na nervový podnět, a různého množství vaziva.

Pro techniky úderů se uplatňuje především ruka tvořená zápěstím, záprstím a prsty. Veliká rozmanitost úchopů a způsobů složení jejich jednotlivých částí umožňuje vytvoření mnoha kombinací pro chyty a úderové plochy. Nejčastěji je ruka sevřena v pěst. Údery se provádějí plochou prstů, články prstů, klouby prstů, hranou ruky a dlaňovou částí.



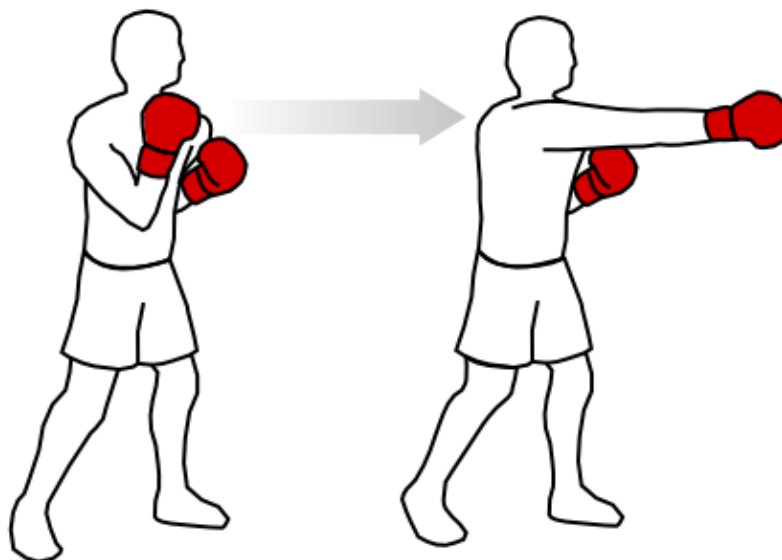
Obr. 1. Anatomie horní končetiny (zdroj: Wikipedia)

2.1.2 Přímý úder

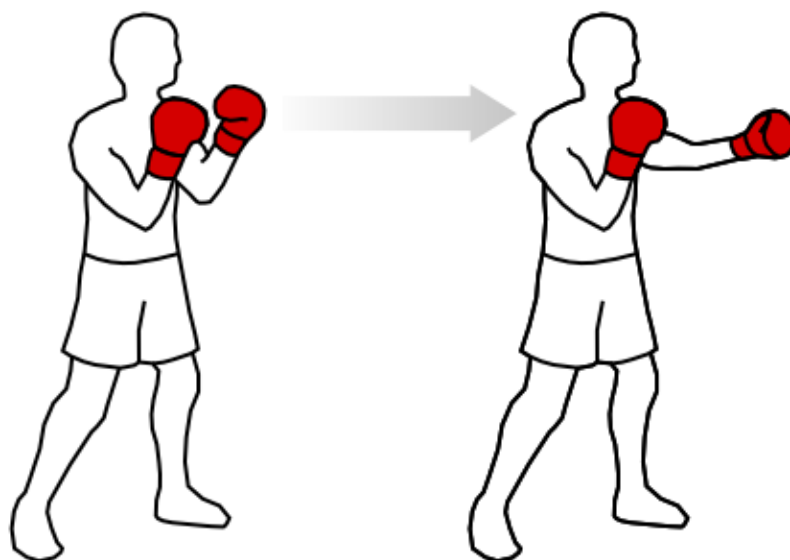
Přímý úder nebo také direkt je jednoznačně nejpoužívanější forma úderů. Je znám ve všech bojových sportech a je jedním ze základních technik. S malými obměnami z něj dále vycházejí i další podobné techniky úderu rukou. Při jeho popisu vycházíme z úpolového sportu boxu. Kde je označován jako zadní – pravý direkt a přední levý direkt. Jedna se tedy o úder rukou vedený přímo vpřed (u klasického gardu, kdy je pravá ruka v postoji více v zadu).

Zadní – pravý direkt. Ruka je v pěst, v zápěstí je rovná. Loket se v úderu vysouvá vpřed a je co nejdále ve vertikální poloze. Pěst se do úderu dotáčí těsně před dopadem tak, aby byla otočená palcem ke středu těla. S rukou se vytáčí i bok a pata na stejné straně, kterou je úder veden. Ruka je v dopadu na cíl pevně sevřená v pěst, zápěstí rovné a zpevněné. Nohy jsou mírně pokrčené. Těžiště těla je zpočátku rozloženo na obě nohy. Při

úderu se posouvá ku stojné noze. Boky se vytáčejí spolu s úderem. Stejně tak ramena. Po úderu na cíl se celá ruka i tělo vrací nazpět do výchozí polohy. [2]



Obr. 2. Zadní pravý direkt



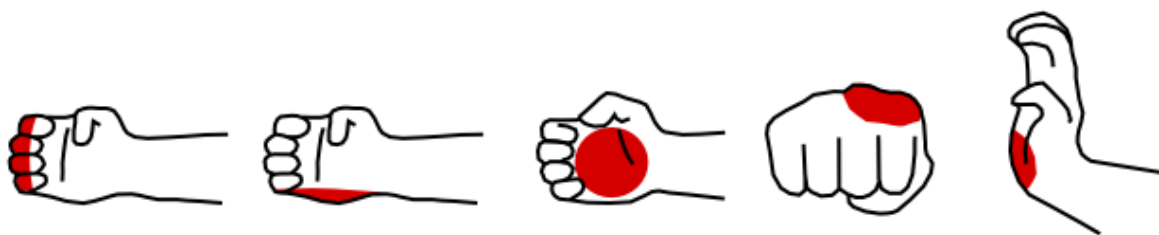
Obr. 3. Přední levý direkt

Přední – levý direkt. Ruka směřuje přímo vpřed. Opětovně se pěst do úderu dotáčí těsně před dopadem tak, aby byla otočená palcem ke středu těla. S rukou se vytáčí i rameno a noha na stejné straně, kterou je úder veden koná malý krok kupředu. Ruka je v dopadu na cíl pevně sevřená v pěst, zápěstí rovné a zpevněné. Po úderu na cíl se celá ruka i tělo vrací nazpět do výchozí polohy.[2]

Úder nemusí mít vždy podobný průběh. V každém bojovém sportu má svá specifika, kdy jsou rozdílné fáze v průběhu úderu jako, práce a vytočení boků, práce nohou a úderová plocha. Další techniky rukou jsou již pak mírnou obměnou předešlého úderu. Háček – obloukový úder. V boxu takto definujeme úder pravou nebo levou rukou. Vedený mírně z boku po oblouku směrem k cíli. Zvedák je obdoba tohoto úderu, kdy je ruka vedena směrem nahoru a míří především na spodní stranu hlavy. Existuje mnoho dalších různorodých technik, ovšem všechny tyto techniky využívající úderu rukou mají jedno společné a to, že cíli dopadovou energii předává právě ruka (sevřená pěst).

Při úderu je ruka většinou v pěst. Je maximálně zpevněná a tvoří kompaktní a pevnou úderovou část. Způsoby jakými lze ruku a především její prsty poskládat jsou rozmanité a vycházejí především ze stylu a způsobu bojových umění a účelu techniky, co má být úderem dosaženo, kam má mířit. Například přední obdélníková plocha sevřené dlaně normální pěsti má velikost asi $(5 \times 8) \text{ cm} = 40 \text{ cm}^2$ což je běžný způsob úderu. Karatistický úder prováděný částí článků ukazováku a prostředníku má rozměr $(2 \times 4) \text{ cm} = 8 \text{ cm}^2$. Při tomto způsobu je nárazová plocha 5 krát menší. V. Levský uvádí ve své knize hodnoty okolo 676 kg/cm^2 [4].

Tím se dosahuje účinek „do hloubky“. Následný efekt šoku je tedy na lidský organizmus rozdílný. Obecně lze říct, že takový způsob nemá tak velký posuvný následek jako při úderu celou plochou pěsti, ale jeho nárazový impuls může dosahovat vyšších hodnot.



Obr. 4. Různé úderové plochy ruky

Pro každou techniku je podstatná rychlost provedení. Závisí na ní síla a úspěšnost provedené akce. V tabulce 1 jsou průměrné časy vybraných úderových technik rukou. Čím rychleji lze úder provést, tím obtížnější je vykonání následná obrany.

Tabulka 1. Rychlost úderu horní končetinou – ruka [1]

Pohybová akce	Průměrná hodnota [s]	
přímý úder	0,164	pěst u ucha
postranní přímý úder	0,134	pěst u ucha
úder stranou	0,144	
vnější úder	0,175	
úder shora	0,156	záloktí zvednuto o 45°, předloktí skrčeno
kružný úder zdola	0,156	napjatá horní končetina z připažení
kružný úder shora	0,177	napjatá paže ve vzpažení
koncový úder shora	0,105	záloktí vodorovně, pěst nad ramenem

2.1.3 Úder loktem

Loket je oblast horní končetiny, kde se spojují tři kosti. Kost pažní a kosti předloktí – kost vřetenní s kostí loketní. Svaly a šlachy, které kryjí loketní kloub, mu neumožňují příliš velký pohyb – pouze natažení a ohnutí. Můžeme jej rozdělit podle směru jakým je úder veden. Přímý – směrem vpřed, je veden špičkou lokte směrem kupředu k prodloužené ose těla. Boční úder loktem je veden bokem po obloukové dráze směrem k cíli. Úder loktem vzad je veden dozadu směrem po prodloužené ose těla. Další údery loktem jsou údery shora a zdola. Zase se vyskytuje mnoho variant této techniky v různých bojových sportech.

Úder loktem je možno použít jako velmi účinnou zbraň na krátkou vzdálenost. Jde o složitější techniku uplatňující se při blízkém kontaktu, kdy se cíl úderu nemusí nacházet přímo vpřed. Používá se zpravidla po různých úchopech, pákách a jiných technikách, po kterých se oba nacházejí v takové vzdálenosti, že není možno vykonat jinou úderovou techniku rukou nebo nohou. Zásah loktem je velice tvrdý a bolestivý s ohledem na vyvinutou sílu a malou plochu, na kterou síla působí.



Obr. 5. Úderová plocha lokte

Tabulka 2 uvádí průměrné hodnoty úderové techniky loktem. [1]

Tabulka 2. Rychlost úderu horní končetinou – loket [1]

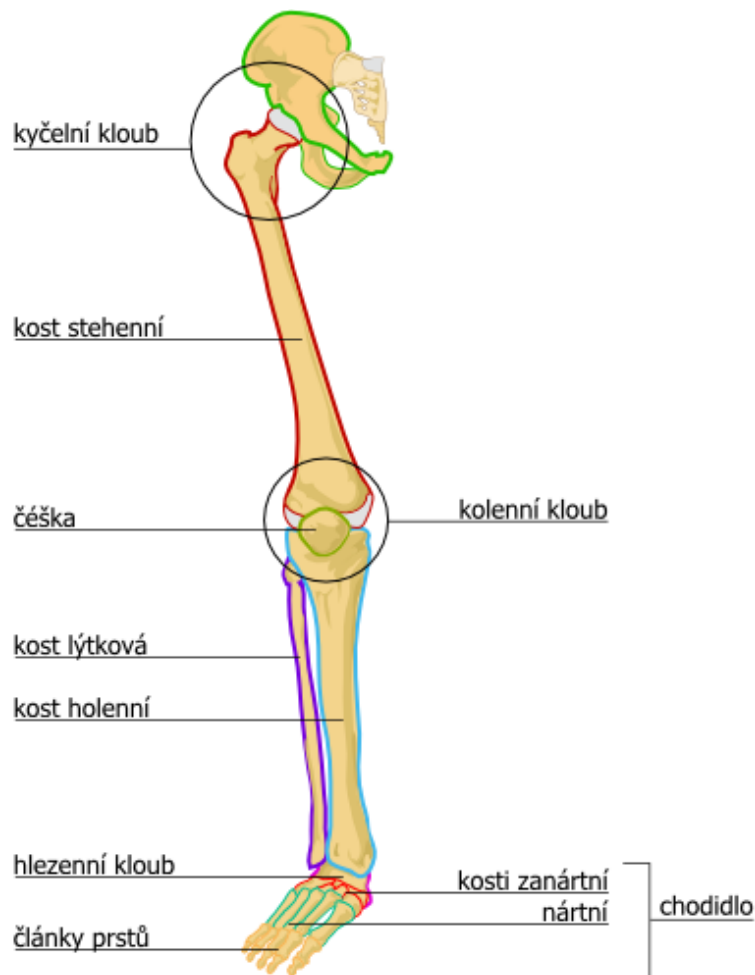
Pohybová akce	Průměrná hodnota [s]	
úder loktem stranou	0,164	loket před bradou
úder loktem stranou	0,121	loket před ramenem
úder loktem shora	0,164	záloktí svisle vzhůru

2.2 Údery dolní končetinou

Používá se dolní končetina (noha) nebo její části k zasažení cíle. Obecně se noha skládá z několika částí, je to kyčelní kloub, stehno, koleno, lýtko, nárt, chodidlo a je zakončena pěti prsty. Techniky úderu nohou – kopy jsou používána k zasažení cíle na větší vzdálenost, a však vyžadují již lepší koordinaci než údery rukou a rychlost provádění techniky nohou je také pomalejší. Kop je v boji bez použití zbraní nejúčinnějším technickým prvkem. Jeho výhoda spočívá ve značné účinnosti a hlavně dosahu, jenž je podstatně delší než u úderu pěstí. Co do směru a možnosti provedení existuje několik základních druhů kopů. [1]

2.2.1 Anatomie dolní končetiny

Dolní končetina je orgánem opory a lokomoce vzpřímeného těla po dvou končetinách. To znamená, že ve srovnání s horní končetinou, má dolní končetina sice stejné základní články, ale má robustnější kostru, mohutnější svalové skupiny a omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů, která je daná za větší stabilitu vzpřímeného těla. Z vývojového hlediska znamenalo vzpřimování polohy těla a bipedální typ lokomoce především postupnou vertikalizaci páteře, a přesun těžiště těla před tzv. osový skelet, a do roviny kyčelních kloubů. Podmínkou stabilní vertikalizace je fixovaná extenze dolních končetin, která je staticky nejvýhodnější, protože snižuje nároky na činnost antigravitačních svalů a hlavní zatížení směřuje do vertikálně a paralelně orientovaných kostí dolní končetiny.



Obr. 6. Anatomie dolní končetiny (zdroj: Wikipedie)

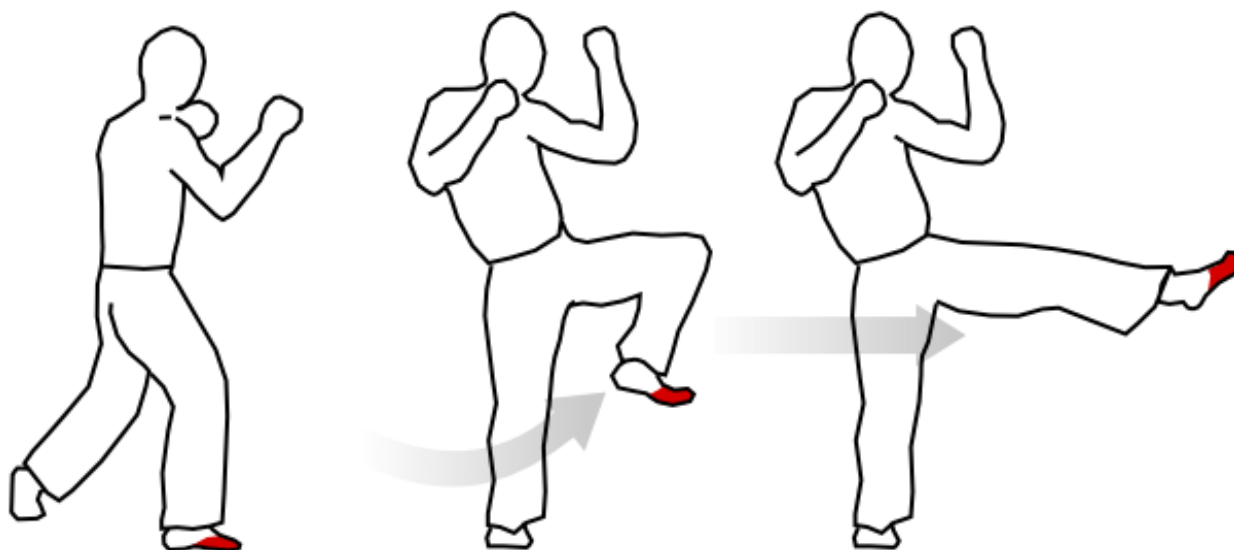
Dominantní funkcí dolní končetiny je lokomoce vzpřímeného těla. K přenosu sil (tlaků) vertikalizovaného trupu na pohybující se dolní končetiny dochází v pánvi, která představuje nejen zakončení páteře, ale je i oporou pro dolní končetiny. Kostěná pánev je složena z kostí pletence dolní končetiny a z křížové kosti. Prstenec kostí tvořících pánev je velmi stabilní, a rozhodující pohyb pánve se proto odehrává především v kyčelních kloubech, odkud je přenášen na bederní páteř. Proto se při pohybu v kyčelních kloubech aktivují i četné skupiny zádových svalů. Stejně jako se do páteře promítá pohyb kyčelních kloubů, má i pohyb páteře výraznou odezvu v těchto kloubech. [8]

Primární funkcí lidské nohy je především chůze. V lokomočním cyklu je lidská noha přenosný článek, kterým je propulzní síla bérce expandována na podložku. Pružnost chůze i stoje je zajištěna příčným a podélným zklenutím nohy.

Svalovou soustavu dolní končetiny tvoří svaly kyčelní, svaly stehna, svaly vnitřní strany stehna, svaly zadní strany stehna, svaly bérce, přední skupina svalů bérce, laterální skupina svalů bérce, zadní skupina svalů bérce se svaly nohy.

2.2.2 Kop nohou

Kop dopředu. Vychází ze základního postoje, chodidla téměř u sebe, předsunutá je levá noha, na kterou přeneseme těžiště. Nejprve přisuneme pravou nohu k levé. Pohyb začíná koleno. Úderová plocha tj. chodidlo, navazuje s nepatrným zpožděním. Noha je pokrčená v koleně tak, aby stehno a holeň svíraly úhel asi 60° . Když je stehenní část téměř vodorovně se zemí, přidává se k pohybu kývnutí podkolením. Zároveň se posouvají i celé boky kupředu. V konečné fázi kopu tak dochází ke sčítání rychlosti několika pohybů. Výsledkem je maximální rychlost úderové plochy, kterou tvoří špička a přední třetina chodidla. Tato úderová plocha je celou dobu kopu namířena na cíl. Po dokončení kopu se noha vrací po stejné dráze do výchozího postavení. Jendou ze základních variant je i kop kolenem dopředu. U něj odpadá kmit podkolení a zvyšuje se předsunutí boků. [1]



Obr. 7. Kop dopředu – přímý.

Kop stranou. Vychází ze základního postoje stejně jako v případě kopu dopředu. Odsunem nebo odkrokem se dostaneme do výchozího postavení pro kop. Levou nohu přitáhneme k náprahu, stehno je téměř vodorovně a celé tělo je vytočeno levým bokem k cíli. Z tohoto náprahu trčíme šikmo dopředu a kop směruje do výše stehenního svalu. Chodidlo je zpevněno a poloze rovnoběžně se zemí, pata se vysune dopředu. Úderovou plochu tvoří hrana nebo plocha chodidla. Po kopu se levá noha vrací až za úroveň nohy pravé a následné zakročení pravou nohou, špička je vytočená vně, kolmo na směr pohybu, tato fáze je totožná z odkrokem.



Obr. 8. Úderová plocha kolene.

2.2.3 Kop kolenem.

Provádí se stejným způsobem jako kop dopředu. U této techniky se ovšem vynechá poslední fáze. Zásahovou plochu tvoří kolenní kloub. Ten je tvořen kosti stehenní, holenní a čéškou. Na přední straně kolene je česka vsunutá do šlachy čtyřhlavého stehenního svalu. Jde o kompaktní, tvrdou a pevnou úderovou plochu. Technika se provádí při bližším kontaktu. [1]

Průměrné rychlosti techniky kopů nohou jsou obecně delší než u úderové techniky rukou. V tabulce 3 můžeme vidět, že rozdíly času pro jednotlivé způsoby kopů jsou větší. Závisí více na trénovanosti, dráze ale i na místě, kde mají účinně zasáhnout.

Tabulka 3. Rychlost úderu dolní končetinou [1]

Pohybová akce	Průměrná hodnota [s]	
kyvný kop stranou ze stoje spatného	0,328	
kyvný kop stranou ze stoje čelného	0,574	
kyvný kop stranou ze stoje širokého čelného	0,672	na hlavu
přímý kop stranou ze stoje spatného	0,458	na hlavu
koncový kop zdola ze stoje spatného	0,175	do 45°
<i>kop kolenem zdola ze stoje spatného</i>	<i>0,175</i>	<i>do 90°</i>

2.3 Porovnání úderových technik

Každá úderová technika je rozdílná a její využití se liší od způsobu útoku, obrany, provedení a fyzikálního účinku. Pokud budeme porovnávat úder horní a dolní končetinou zjistíme, že úder rukou je považován za nejtvrdší a nejrychlejší, protože účinně spojuje obě tyto složky, sílu a rychlost. Úder loktem je sice tvrdý ovšem jeho rychlost a dráha je značně omezená. Kopy nohou jsou razantnější. Dosah je větší, ale nejsou již tak rychlé.

V následující tabulce jsou zahrnuty obecné specifikace porovnávající vybrané techniky. Sílu úderu jednotlivých výše popsaných technik nelze srovnat. Závisí na mnoha faktorech, jako je trénovanost jedince, fyzické rozměry, hmotnost a rychlost.

Tabulka 4. Porovnání vybraných úderových technik [1]

Typ úderu	Rychlost provedení	Zásahová vzdálenost
Přímý úder	Rychlost pohybu pěstí od boku až po maximální úderovou mez trvá asi 0,12-0,15 sek. Celá technika od výpadu přes náprah až po zasažení cíle trvá asi 0,3 sek.	Vzdálenost závisí na fyzických proporcích, obecně lze uvést, že vzdálenost se rovná délce horní končetiny.
Úder loktem	Závisí na vzdálenosti a provedené technice obecně lze uvést průměrnou hodnotu 0,150 sek.	Vzdálenost závisí na fyzických proporcích. Vzdálenost se rovná délce nadloktí.
Kop dopředu	Vlastní kop tj. z postavení přibližně 0,3 sek. Celí kop z výchozího postavení, úder na cíl a návrat do výchozího postavení trvá 0,7 sek.	Dosah kopu dopředu je zpravidla delší o 0,3 m než u přímého úderu. (obecná platnost u stejné osoby).
Kop kolenem	Závisí na postavení přibližně 0,2 sek.	Vzdálenost závisí na fyzických proporcích. Vzdálenost odpovídá délce nadkolení části.

2.4 Obrana

K tomu, abychom se mohli již rozvinutému protivníkovu útoku bránit, musíme včas rozpoznat způsob útoku a jeho směr. A zde se nachází nejdůležitější klíč ovlivňující úspěšnost útoku, ale i obrany. Jde o rychlost, čas potřebný pro útok a čas potřebný k obraně. V mnoha případech není obrana pomocí krytů, bloků (kdy se snažíme zmírnit následky útoku nebo jej odklonit) a následného chvatu či úderu vůbec reálná právě z časových důvodů. Proto je nejvhodnější se řídit taktickými zásadami, kde udržujeme od útočníka vzdálenost nad mez zásahu. Pokud chce protivník zaútočit, musí vzdálenost zkrátit. Tím se časový interval pro útok prodlužuje a obránce je schopen již lépe reagovat.

V tabulce 5 jsou uvedeny základní obranné reakce a jejich časová náročnost. U každého jedince je schopnost včas reagovat ovlivněna momentálním duševním a fyzickým stavem a stupněm trénovanosti. Proto tyto hodnoty lze brát pouze jako orientační.

Tabulka 5. Rychlost obranné reakce [1]

Pohybová akce – pohyb hlavou	Průměrná hodnota [s]	
pohyb hlavou vzad z bojového střehu (levá noha je předsunutá)	0,098	měřena byla doba potřebná k úhybu o šířku hlavy obránce
úhyb hlavou doleva z bojového střehu (levá noha je předsunutá)	0,118	
úhyb hlavou doprava	0,115	
úhyb hlavou z čelného postoje vzad	0,098	
Pohybová akce – kryty	Průměrná hodnota [s]	
vnější kryt	0,121	
vnitřní kryt	0,142	
kryt shora	0,134	
kryt zdola	0,168	

Obranou proti úderům jsou nejčastěji tzv. bloky nebo kryty. Technika blokující má za účel blokovat použitou techniku, tedy nedovolit její úplné vykonání. Nejčastěji jsou to způsoby odvracející směr úderu nebo zcela zamezující jeho vykonání. Kryty jsou techniky kdy se pouze obránce aktivně kryje a je připraven pomocí krytu absorbovat celou pohybovou energii na části těla kde není konečné poškození tak velké. Tím zamezuje poškození citlivější částí na úkor jiné méně citlivé části lidského těla. Útočník se snaží provést techniku tak, aby předal maximální sílu úderu. Ta je zbrzděna, takže výsledná rychlost klesá, nebo je odvrácena mimo přímou osu úderu a obránce není vystaven plné síle, ale pouze její menší složce (rozkládání sil). Existují i další varianty obrany vycházejí z různých taktik a bojových umění, kdy není obrana pouze pasivní částí, ale aktivně přechází plynule do útoku a naopak. Takové techniky jsou již značně složité. Práce se zmiňuje především o blocích a krytech jako o obranné technice, protože z pohledu fyzikálního je úder a jeho následná blokáce snaze popsitelná z pohledu působení sil.

2.5 Účinky úderu na lidské zdraví

Pokud budeme znát fyzikální veličiny dané úderové techniky, můžeme na jejich základně určit také poškození lidského organismu. Přesnost takové predikce je podmíněna znalostí z oblasti biomechaniky. Biomechanika je transdisciplinární obor zabývající se mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých organismů a jeho částí, a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím.

Pomocí údajů o základních mechanických vlastnostech živých tkání a jejich srovnáním s data úderových technik, můžeme obecně vyhodnotit, zda mohlo či nikoliv dojít k určitému poranění, destrukci živé tkáně. A jak závažná taková poranění jsou. Pro obecnější pohled můžeme říct, že údery mohou způsobovat rány, jako jsou odřeny, hematomy, zhmožděny, tržné rány, zlomeniny a poranění vnitřních orgánů nebo jejich nejrůznější kombinace.

Rána je poškození živého organismu, vzniklé zevním mechanickým násilím tak, že byl porušen povrch těla a obnaženy tkáně pod ním ležící. Zevní rány je určen předmětem nebo i druhem úderu, jímž byla rána způsobena a na základě toho dělí se rány na bodné, řezné, sečné, střelné, tržné, zhmožděné, tržně-zhmožděné.

Vznik rány je provázen řadou průvodních zjevů. Je to na prvním místě bolest v místě rány. Není přímo závislá na velikosti rány, záleží mnoho na místě, kde vznikla, na

rychlosti zraňujícího předmětu, na jeho ostrosti. Z porušených krevních cév dojde ke krvácení, jehož velikost je dána světlostí poraněné cévy. Při poranění velikých cév může krvácení bezprostředně ohrozit život. Častým následkem rány je okamžitá porucha funkce postižené části těla. Organismus jako celek reaguje mnohdy na ránu poruchou svých důležitých životních funkcí, zvanou šok (otřes nervů).

Rána, poškození živého organismu, je hrubým porušením místního hospodářství organismu. V ní probíhá řada pochodů biologických i fyzikálně-chemických.

Odřenina je druh otevřeného mělkého poranění, způsobeného otěrem kůže cizím tělesem. Přitom je porušena kůže do škály, případně i hlouběji. Poškozená tkáň mírně krvácí, je bolestivá a zanícená.

Hematom (modřina, podlitina) vzniká poraněním terminálních součástí krevního řečiště (drobné cévy a vlasečnice) a následnou transsudací krve do tkáně. Důsledkem je zpočátku modročerveně zbarvené ložisko, jehož rozsah je úměrný množství ranivé energie a dostupnosti osoby k danému druhu poranění.

Tržné rány – poranění tkáně s nerovnými okraji, většinou otevřené. Mechanismem působení je koncentrace nadlimitního tahu za tkáň a její následná ruptura.

Zlomenina je porušení souvislosti (kontinuity) kosti, které nastalo náhle nebo v omezeném časovém období, působením síly, jež překonala mechanickou fyzikální odolnost (rezistenci) kosti.

Úrazy hlavy – nejčastěji bývá při použití tupého násilí zraněna hlava, zvláště obličejová část. Krevní podlitiny bývají obvykle u kořene nosu, v krajině očnic, nad lícními kostmi, v okolí úst a nad dolní čelistí. Podobnou lokalizaci mívají i oděrky a tržné zhmožděné rány, které bývají nejčastěji v obočí, na rtech, ale mohou být i na ušních boltcích. Při úderu na ucho ze strany může dojít k trhlině bubínku. Ze zlomenin dochází nejčastěji ke zlomeninám nosních kůstek, dolní čelisti, lícně-čelistního komplexu, zubů či jejich vyražení. Při úderu pěstí do obličeje může dojít i k otřesu mozku. Při úderu do obličejové části, kdy dojde k prudkému a nadměrnému vychýlení hlavy vzad a do strany, může vzniknout trhlina a.basilaris (krevní zásobení podél krní páteře do mozku) nebo jedné z vertebrálních artérií s následným a často smrtícím krvácením do prostoru na spodině mozku. Při úderu do vlasové části hlavy dochází nejčastěji k tržním ránám a otřesům mozku. Další druhotným zraněním bývá často zranění krku. [11]

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.

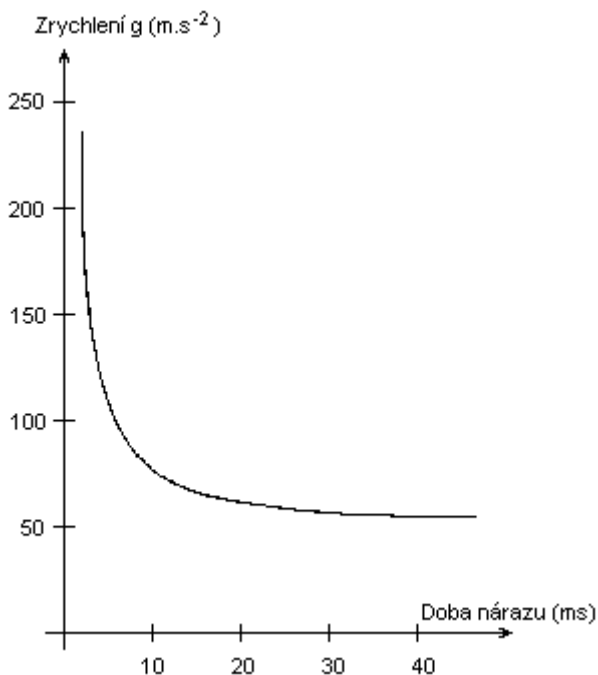
Mechanický efekt na lebce a v měkkých tkáních, deformace mozku a vzrůst nitrolebního tlaku vznikající při poranění hlavy, se řídí základními zákony mechaniky, které jsou charakterizovány kinematickými veličinami (rychlost a zrychlení předmětu, vykonávající náraz na hlavu) a dynamickými parametry (síly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

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

$$GSI = \int_0^{t_z} a^{2.5}(t) dt \quad (1)$$

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

Hodnota zatížení, kterému je hlava v průběhu úderu vystavena, je hodnocena jako funkce zrychlení v závislosti na čase. Empirická data pro krátké pulzní intervaly (okolo 2 – 5 ms) byla získána z výsledků experimentů s mrtvolami, u kterých byla fraktura lebky brána jako kritérium odolnosti nebo poškození. Pro dlouhé pulzní intervaly (přibližně přes 40 ms) byly použity údaje testů s dobrovolníky. Zde byly jako kritéria snášenlivosti brány lehké otřesy mozku nebo bezvědomí. Střední (průměrný) rozsah pulzních délek je odvozen z výsledků experimentů se zvířaty, hlavně psy a opicemi.[7]

Obr. 9. Kinematické podklady závislosti $g(t)$ pro výpočet GSI

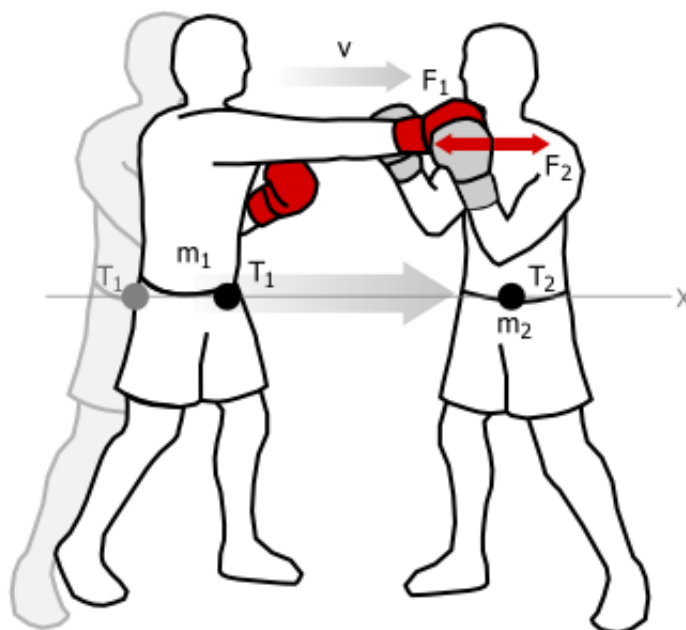
Tabulka 6. Kritické hodnoty zrychlení pro poranění hlavy. [7]

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

Pro otřes mozku u člověka je uváděna hodnota zrychlení $a = 80 - 120 g$. Tu lze dosáhnout i technikou úderu rukou. Při tom je velice podstatné dráhové a časové působení výsledné síly, protože ta je přímo závislá na zrychlení a .

3 FYZIKA ÚDERU

Pro fyzikální popis techniky úderu byl vybrán přímý úder – zadní pravý direkt. Jde o nejpoužívanější techniku úderu rukou a také následně v praktické části bude zmíněná technika dále zkoumána. Průběh techniky je popsán v kapitole *Přímý úder*.



Obr. 10. Srážka – úder

Máme dvě tělesa T_1 a T_2 . Těleso T_1 bude útočník vykonávající úderovou techniku. Těleso T_2 bude cíl – obránce. Každé těleso má svoji danou hmotnost m_1 a m_2 . Vzdálenost mezi tělesy je x . To jsou výchozí podmínky. Těleso T_1 začíná vykonávat úderovou techniku, kdy se mění poloha těžiště a hybnost ve směru k ose tělesa T_2 (fáze, kdy se levá noha dostává, mírním úkrokem vpřed spolu pohybem boku, ramen a celé pravé ruky). Dále se zmenšuje vzdálenost a dochází k nárůstu rychlosti. V době kontaktu, kdy je vzdálenost $x = 0$ je celková rychlost ruky v , součtem jednotlivých rychlostí těla a rychlosti ruky. Hybnost závisí na hmotnosti m_1 a rychlosti pohybu celého těžiště tělesa T_1 . Síla nárazu F je závislá na hmotnosti M , která je menší než výchozí hmotnost m_1 (úderová technika je tím účinnější čím více se využívá hmotnosti celého těla) a zrychlení a . Stejnou silou opačně orientovanou působí i cíl tedy těleso T_2 . Při nárazu se uplatňuje také čas s , po který síla působí (fáze, kdy se ruka přímo dotýká cíle). Následná deformace jako jeden z projevů síly závisí na ploše S . Z pohledu hybností je další pohyb obou těles závislý na jejich počátečních rychlostech a hmotnostech (následný další pohyb rukou útočníka, kdy se vrací

zpět do výchozí polohy tzv. střehu, nebo pohyb cíle již není pro pochopení fyzikální podstaty úderu důležitý)

3.1 Těžiště, moment setrvačnosti

Při pohybu je těžiště velice důležité, protože ovlivňuje výsledný směr těla. Význam celkového těžiště těla: myšlený bod, do nějž umísťujeme tíhovou sílu. Je důležitý zejména tam, kde zjednodušujeme mechanickou analýzu pohybu na pohyb hmotného bodu. V tzv. základním anatomickém postoji (stoj spatný, paže podél těla, dlaně vpřed) se celkové těžiště těla nachází přibližně ve výši 2. křížového obratle, u žen je to asi o 1 – 2 % níže než u mužů (rozdílné rozměry pánve). V průběhu ontogenetického vývoje (do dospělosti) se těžiště posouvá níže. Celkové těžiště těla nemusí být uvnitř těla, záleží na rozložení hmoty – pozice rukou nohou hlavy.

Obecně platí: *Těžiště tělesa nebo soustavy těles je bod, který se pohybuje tak, jako by v něm byla soustředěna veškerá hmota tělesa (soustavy) a působily v něm všechny vnější síly působící na těleso (soustavu).*

Celkové těžiště těla lze zjistit na základě znalosti poloh dílčích těžišť jednotlivých segmentů a hmotnosti (resp. tíhy) těchto segmentů. Kde x_T , resp. y_T , z_T jsou souřadnice celkového těžiště těla. M je součet jednotlivých hmotností. m jsou hmotnosti jednotlivých segmentů.

$$\begin{aligned}x_T &= \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i x_i \\y_T &= \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i y_i \\z_T &= \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i z_i\end{aligned}\tag{2}$$

K biomechanické charakteristice pohybového systému patří údaje o momentech setrvačnosti jeho segmentů, jejichž znalost je nutná pro vyjádření rotačních pohybových situací. Moment setrvačnosti vzhledem k ose procházející mimo těžiště tělesa lze určit podle Steinerovy věty jako součet momentu setrvačnosti vzhledem k rovnoběžné ose procházející těžištěm a součinu hmotnost a čtverce vzdálenosti od těžiště.

$$J = J_0 + mr_T^2\tag{3}$$

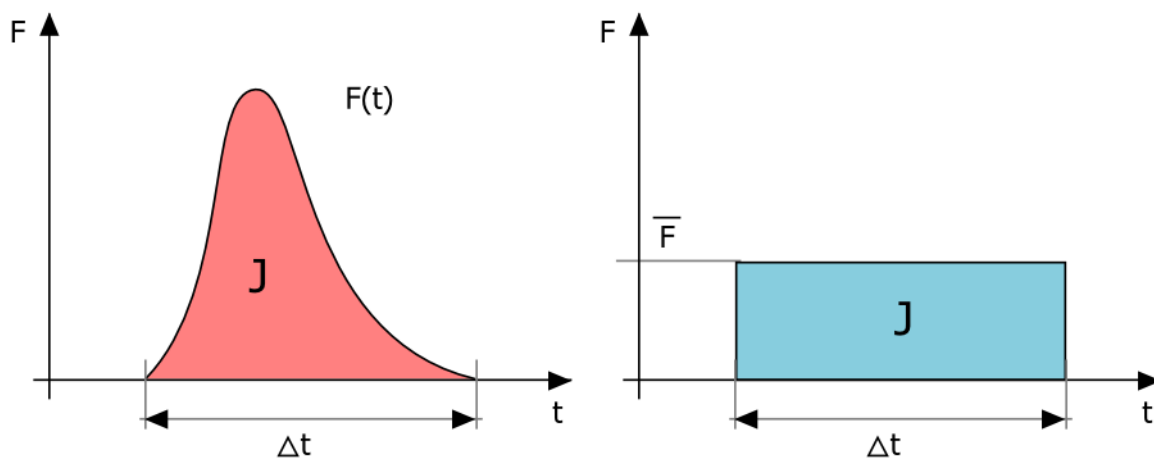
Kde J_0 je moment setrvačnosti vzhledem k rovnoběžné ose jdoucí těžištěm tělesa, m je hmotnost tělesa a r_T je kolmá vzdálenost těžiště od osy otáčení. [9][6]

3.2 Impulz síly a hybnosti

Vlivem vzájemného působení částic při srážce dojde ke změně hybnosti každé z nich. Změna závisí nejen na velikosti sil, ale také na době jejich působení Δt . Síla je proměna v čase, integraci této křivky dostaneme impulz síly.

$$J = \int_{t_i}^{t_f} F(t) dt \quad (4)$$

Impulz síly i hybnost jsou vektorové veličiny a mají stejný fyzikální rozměr. Uvědomme si, že vztah (4) není novým fyzikálním zákonem či nezávislým tvrzením, nýbrž přímým důsledkem druhého Newtonova zákona, z něhož jsme jej odvodili. Je však velmi užitečný při řešení určitého typu fyzikálních úloh, podobně jako třeba zákon zachování mechanické energie. Označíme-li F velikost průměrné síly určenou z grafu na obr. 11, můžeme velikost impulzu síly zapsat ve tvaru $J = F \cdot \Delta t$, kde Δt doba trvání srážky. Hodnotu F najdeme jako výšku obdélníku o základně tvořené časovým intervalem Δt , jehož obsah je shodný s obsahem plochy pod křivkou.



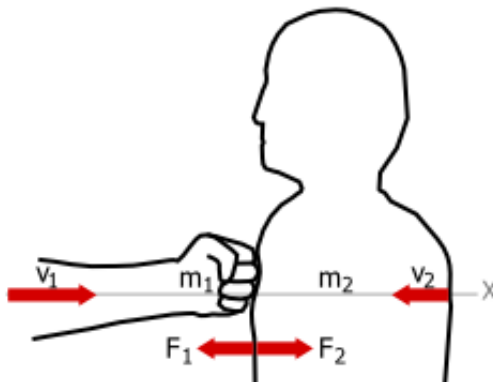
Obr. 11. Časová závislost velikosti proměnné síly

Obsah plochy pod grafem funkce $F(t)$ určuje velikost impulzu J této síly. Výška obdélníka představuje velikost F průměrné síly v časovém intervalu Δt . Obsah obdélníka je shodný s obsahem plochy pod křivkou $F(t)$ na obr. 11 a tedy i s velikostí impulzu J . [6]

3.3 Srážky

Pokud se na techniky využívající úderu některou částí těla zaměříme z pohledu fyziky, můžeme je zařadit do kapitoly srážky nebo rázy. V hovorové řeči rozumíme srážkou událost, při níž do sebe narazí nebo o sebe udeří dvě či více různých těles. I když tato „definice“ není přesná, ale je celkem výstižná a pro situace, k nimž patří úderové techniky docela dobře použitelná. Srážky jsou většinou velmi krátké, takže je obtížné jejich průběh pozorovat. A v případě srážek z pohledu úderů, jakou techniky používané k fyzickému kontaktu je toto pozorování ještě znesnadněno strukturou a složitostí každého jedince. Pozorování neusnadní ani skutečnost, že se tělesa (osoby) při srážkách často výrazně deformují.

Srážka je krátkodobý děj, při němž na sebe dvě nebo i více těles vzájemně působí poměrně značnými silami. Uvažujeme-li o soustavě těles, mezi nimiž dojde ke srážce, je třeba umět dobře vymezit dobu před srážkou, dobu, po kterou srážka probíhá a dobu po srážce. Při jednoduché srážce působí dvě navzájem opačně orientované síly F . Představují akci a reakci.



Obr. 12. Srážka – úder

Jejich velikosti se v průběhu srážky mění, v každém okamžiku jsou si však rovny. Vlivem vzájemného silového působení částic dojde ke změně hybnosti každé z nich. Změna závisí nejen na velikosti sil, ale také na době jejich působení t . Odpovídající vztah vyplývá z druhého Newtonova zákona. Tyto síly jsou vnitřními silami soustavy těles. Vnější síly na soustavu nepůsobí. Podle zákona zachování hybnosti je tedy změna celkové hybnosti soustavy nulová.

Jedna z možností, jak lze popsat úder z pohledu fyziky nejjednodušším způsobem, je přímá srážka (zvaná také čelní nebo středová). Při ní leží počáteční rychlosti částic v téže

přímce. Uvažujme přímou srážku dvou těles (tělesem můžeme zjednodušeně nazvat na jedné straně ruku či nohu použitou pro úder, a na druhé cíl úderu) o hmotnostech m_1 a m_2 . Jedno z nich je před srážkou v klidu (například m_2 , tj. $v_2 = 0$). Druhé těleso, s počáteční rychlostí v_1 .

Budeme také předpokládat, že soustava tvořená uvažovanými dvěma tělesy je uzavřená (žádné další částice do soustavy nepřibudou, ani ji neopustí) a izolovaná (na soustavu nepůsobí vnější síly). Ve skutečnosti víme, že oba předpoklady nejsou ve skutečnosti splněny. K oběma těmto požadavkům přidejme ještě jeden, poněkud speciální: předpokládejme, že srážka nezměnila celkovou kinetickou energii soustavy. Taková srážka se nazývá pružná neboli elastická.

Při pružné srážce se obecně mění kinetická energie jednotlivých těles, která se srážky účastní. Celková kinetická energie E_k soustavy před srážkou i po srážce je však stejná. Při srážce těles v uzavřené izolované soustavě se hybnost každého z nich může obecně měnit. Celková hybnost soustavy je však v každém okamžiku probíhající srážky stejná, a to bez ohledu na charakter srážky. Ze zákonů zachování hybnosti a kinetické energie, dostáváme pro srážku dvou těles, následují vztah.

$$\frac{1}{2} m_1 v_1^2 = \frac{1}{2} m_1 v_{1(f)}^2 + \frac{1}{2} m_2 v_{2(f)}^2 \quad (5)$$

V obou rovnicích jsme indexem (i) označili počáteční rychlosti a indexem (f) výsledné rychlosti těles.

Pohyb těžiště soustavy dvou těles není jejich srážkou nijak ovlivněn. Zjištěná skutečnost je důsledkem zákona zachování hybnosti. Vyjadřuje souvislost celkové hybnosti soustavy a rychlosti pohybu těžiště v_T .

$$P = Mv_T = (m_1 + m_2)v_T \quad (6)$$

Jelikož se celková hybnost P nemění, musí se zachovávat i rychlost těžiště. Těžiště se tedy pohybuje rovnoměrně přímočaře. Pro případ srážky střely s pevným terčem má těžiště soustavy rychlost v_T .

$$v_T = \frac{P}{m_1 + m_2} = \frac{m_1}{m_1 + m_2} v_{1i} \quad (7)$$

Srážku nazýváme nepružnou, jestliže se při ní nezachovává celková kinetická energie soustavy zúčastněných těles. Kinetická energie během srážky nepatrně klesla. Kdyby byla srážka pružná, ke ztrátě kinetické energie by při ní nedošlo. Na úkor úbytku kinetické energie soustavy při srážce samozřejmě vzrostou hodnoty energií některých jiných typů, např. se těleso zahřeje.

Společná rychlost v obou objektů, které při srážce splynuly, je vždy menší než rychlost pohybujícího se tělesa před srážkou. Dokumentuje skutečnost, že pohyb těžiště soustavy není dokonale nepružnou srážkou ovlivněn. I když při nepružné srážce dochází ke ztrátě kinetické energie soustavy, zůstává kinetická energie těžiště nedotčena.



Obr. 13. Dokonale nepružná srážka dvou těles

$$m_1 v_1 = (m_1 + m_2) v \quad (8)$$

Z fyzikálního popisu je tedy zřejmé, že označit úder za daný druh srážky je obtížné. Obě tělesa (útočník a obránce) se v průběhu srážky deformují, mění směr působení sil a rychlostí. Ovšem při zjednodušeném pohledu na věc nám takový matematický popis velmi dobře dokáže vymezit hranice, ve kterých je následně možné dále uvažovat. Při nárazu u všech makroskopických těles vznikají deformační síly, ty se snaží vyrovnávat rozdíl rychlostí narážejících těles v bodě rázu. Tyto síly dosahují maxima v okamžiku, když jsou rychlosti vyrovnány. V tomto okamžiku jsou také deformace maximální. Po nárazu deformační síly vymizí a v závislosti na pružnosti materiálu (lidského těla a místě úderu) dojde k návratu do původního tvaru, nebo těleso zůstane deformováno. Reálná tělesa jsou nedokonale pružná (polopružná).

Důležitým poznatkem je, že hybnost uzavřené izolované soustavy se však zachovává vždy, jde-li o srážku pružnou či nepružnou. Hybnost i kinetická energie soustavy ovšem souvisejí s rychlostmi těles. Zákon zachování hybnosti vede proto k určitému omezení možných hodnot ztráty kinetické energie. K největší ztrátě dochází při dokonale nepružné srážce. Při ní se dokonce může stát, že soustava ztratí veškerou kinetickou energii. [6]

3.4 Síla

Pro techniku jakéhokoliv úderu je výsledná síla rozhodujícím faktorem. I když zde nemluvíme právě o síle fyzikální, ale chápeme ji spíše jako schopnost působit intenzivně na cíl s dožením maximálního účinku. Ta závisí na již zmíněné fyzikální síle, ale i na dalších aspektech jako je průběh zrychlení \mathbf{a} v čase Δt . Síla (fyzikální) je vektorová veličina, která vyjadřuje míru vzájemného působení těles nebo polí. Síla se projevuje statickými účinky – je příčinou deformace těles – a dynamickými účinky – je příčinou změny pohybového stavu tělesa (hmotného bodu). Pro nás je důležitý Druhý Newtonův zákon. Nazývá se také Zákon síly. [6]

Jestliže na těleso působí síla \mathbf{F} , pak se těleso pohybuje se zrychlením \mathbf{a} , které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti tělesa \mathbf{m} .

$$\sum \mathbf{F} = m\mathbf{a} \quad (9)$$

3.5 Tlak

Tlak působící na cíl úderu má značné destruktivní následky. U úderových technik je důležité, jakou plochou je cíli předána pohybová energie. Tlak je fyzikální veličina vyjadřující poměr velikosti síly \mathbf{F} , působící kolmo na rovinnou plochu a rovnoměrně spojitě rozloženou po této ploše, a obsahu této plochy \mathbf{S} .

$$p = \frac{F}{S} \quad (10)$$

Při působení stejné síly \mathbf{F} , ale rozdílné ploše se tlak p zvětšuje úměrně se zmenšující se plochou \mathbf{S} . Úder vykonaný menší plochou má obecně za následek větší poškození do hloubky tkání. Užívá se především k zasažení citlivých míst (nervová spojení, orgány) umístěných uvnitř lidského těla.

II. PRAKTICKÁ ČÁST

4 MĚŘENÍ SÍLY ÚDERU

Pro fyzikální vyhodnocení a měření síly úderu jsme zvolili úderovou techniku rukou. Úder rukou je nejpoužívanější technika ze všech druhů úderů. Tvoří základní techniky pro všechny bojové sporty, je využívána při výuce sebeobrany, ale také se nejvíce uplatňuje při střetném boji či fyzickém napadení.

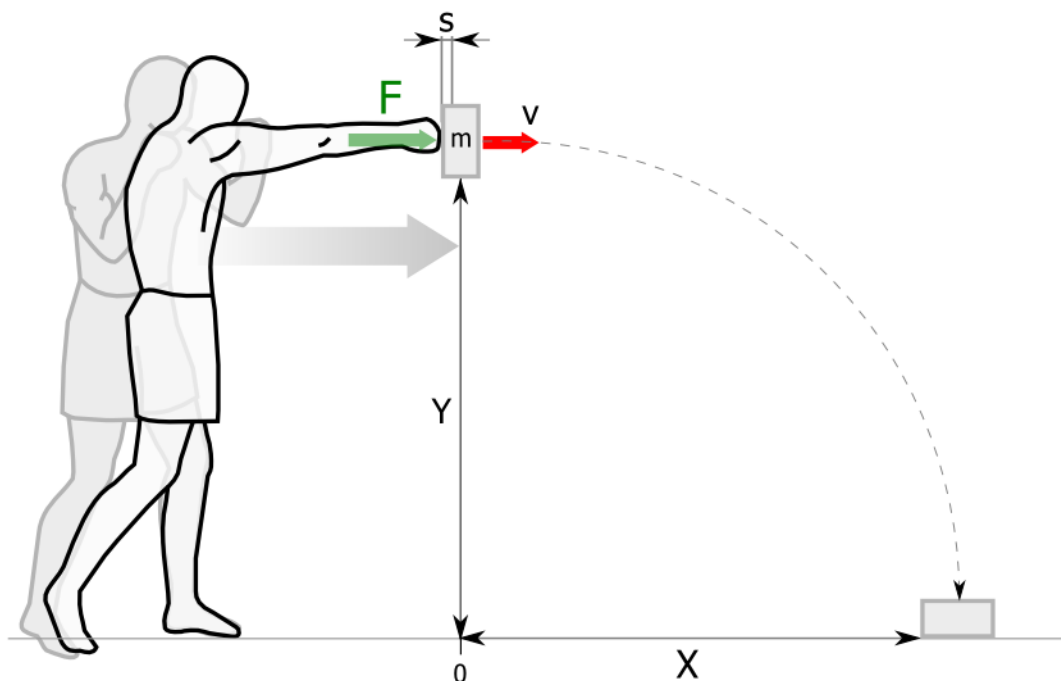
Z těchto techniky jsme vybrali přímý úder – direkt (úder ze zadní – silnější ruky ze střehového postoje). Ten byl zvolen na základě několika rozhodujících faktorů.

1. Jednoduchost – technika je snadno proveditelná a opakovatelná i u netrénovaných jedinců. To umožňuje měření unifikovat, sjednotit a porovnat naměřená data na základě jednotných vstupních podmínek.
2. Ve střetném boji je nejčastěji používaný. To je důležité z pohledu nasbíraných dat s ohledem na jejich následnou použitelnost pro soudní a znalecké dokazování.
3. Nejrychlejší úderová technika rukou.
4. Nejtvrdší úderová technika rukou.

4.1 Postup měření

Metoda měření je odvozena z práce J. Strause, Dynamické aspekty biomechaniky úderu, 2004 [5]. Pro naše účely byla zvolena z důvodů jednoduchosti a proveditelnosti měření a také kvůli srovnání výsledných naměřených dat. Samotný postup měření byl zdokonalen za použití další technických prvků.

Sílu měříme pomocí závaží o dané hmotnosti m , jež je umístěno na stativu ve výšce y . Výška závaží je zvolena tak, aby vektor síly F úderu směřoval vodorovně se zemí a byl kolmý na plochu závaží (odpovídá výšce ramene). Testovaná osoba přistoupí k závaží s nataženou paží, odměří vzdálenost, postaví se do střehu a potom svoji silnější rukou provede, přímý úder do závaží (viz. Přímý úder – zadní pravý direkt, v klasickém gardu). Fáze úderu je následně snímána vysokorychlostní kamerou pro zaznamenání času úderu Δt a dráhy s , po kterou ruka působí na závaží. Nakonec je vyhodnocena vzdálenost dopadu závaží x .

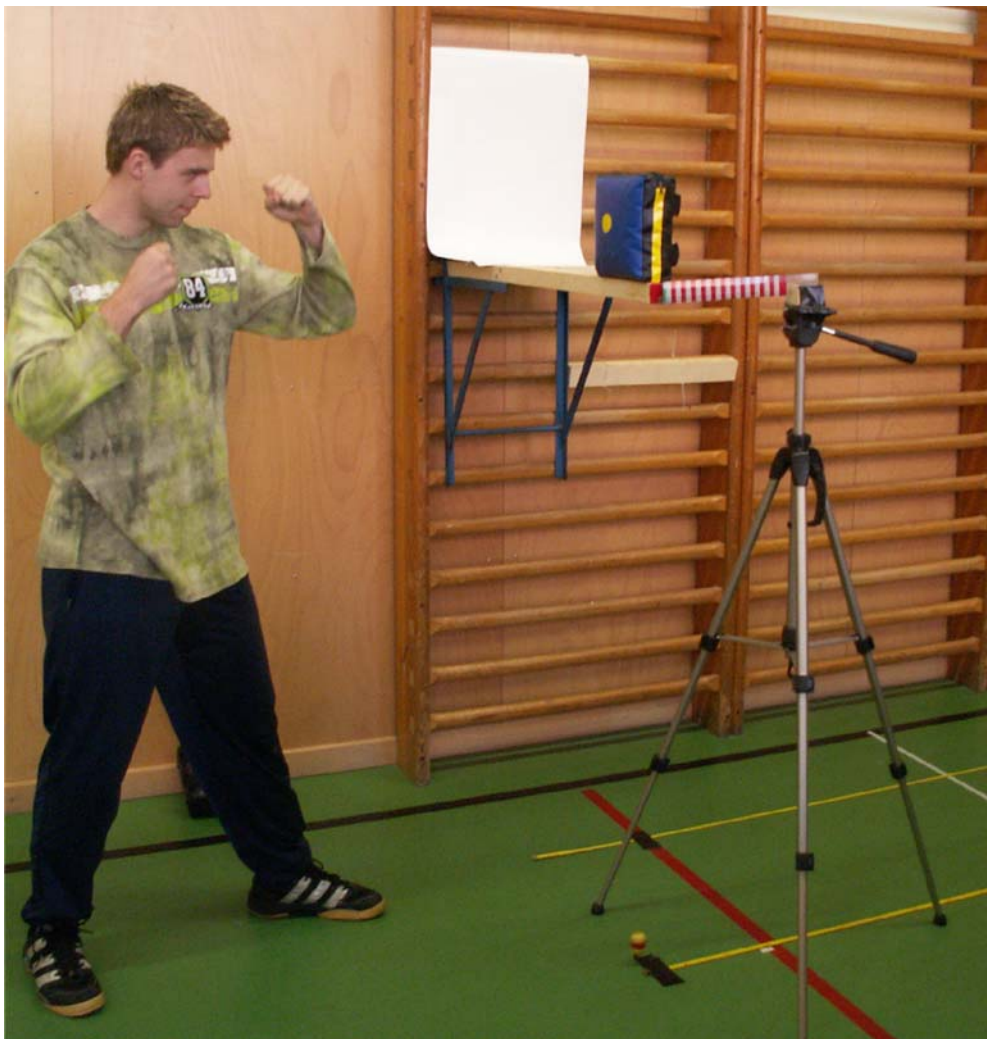


Obr. 14. Metoda měření úderu

4.2 Testované osoby

Měření bylo provedeno na vzorku **141** osob ve věkovém rozpětí **20 – 26** let. Z toho bylo **120** mužů a **21** žen. Jednalo se o studenty Fakulty aplikované informatiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, obor Bezpečnostní technologie systémy a management. V souboru testovaných nebyl nikdo speciálně trénovaný nebo profesionální sportovec, proto lze vzorek vybraných osob označit jako netrénovaní. Jedinou přípravou bylo vysvětlení základního postoje a způsobu správně provedeného úderu.

Po základním obeznámení s úderovou technikou byla u každé osoby změřena tělesná váha a výška. Pak osoba přistoupila k měřicímu stanovišti, kde byla nastavena výška závaží do úrovně ramene, aby směr úderu směřoval vodorovně. Následně testovaná osoba na pokyn podle výše popsané metodiky provedla úder. Pokud byl pokus neplatný z důvodu nezasazení závaží, byl opakován. Všechny hodnoty byly zaznamenány spolu s videem.



Obr. 15. Měření úderu – testovaná osoba před úderem

4.3 Technické prostředky

Závaží – bylo zhotoveno z cvičné úderové plochy (makiwara) o rozměrech 30 x 30 x 8 cm. Jádro tvořil plavený písek zabalený v plastovém obalu a oblepený pevnou lepicí páskou. Na straně úderu byla vložena tlumící vrstva o šířce 1 cm. Všechny části byly vloženy dovnitř úderové plochy, ze které byla předtím vyjmuta původní výplň. Závaží bylo pevné a jeho tvrdost se dala srovnat s tvrdostí povrchu těla v oblasti hrudníku. Snahou bylo, aby deformace závaží v průběhu úderu a po úderu byla, co nejmenší. Stejným způsobem byla vyrobena dvě závaží. Jedno o hmotnosti $m_m = 4,95$ kg (muži) a druhé o hmotnosti $m_z = 2,91$ kg (ženy).



Obr. 16. Úderové závaží

Stativ na závaží – tvořila kostra (hrazda) umožňující její zavěšení na ribstoly. Byl zhotoven z dřevěných hranolů (rozměr 5,5 x 4 cm) a pevné kovové konstrukce, což zabezpečovalo pevnost a stabilitu při úderu do závaží. Použití stativu zajišťovalo pro všechny stejné výchozí podmínky.

Pásmo, pravítka, metr – pro měření vzdálenosti dopadu závaží, pohybu závaží při úderu a tělesné výšky testovaných osob.

Váha – pro měření tělesné hmotnosti testovaných osob.

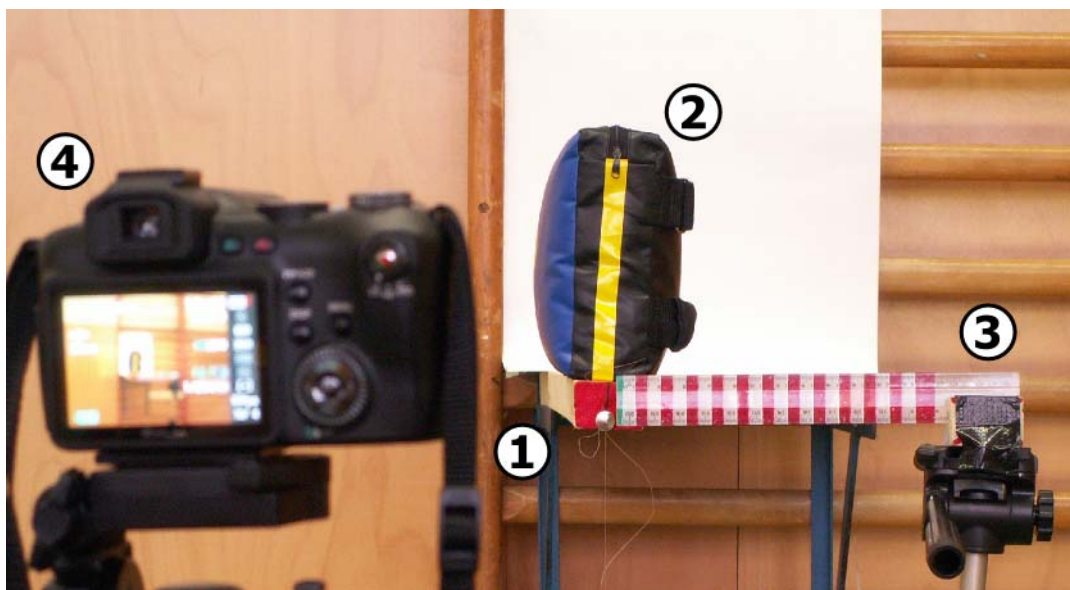
Vysokorychlostní kamera – pro zachycení fáze úderu do závaží. Fotoaparát CASIO Exilim EX – F1, Hi-Speed Movies rozlišení 336 x 96 pix při rychlosti snímání 1200 fps.



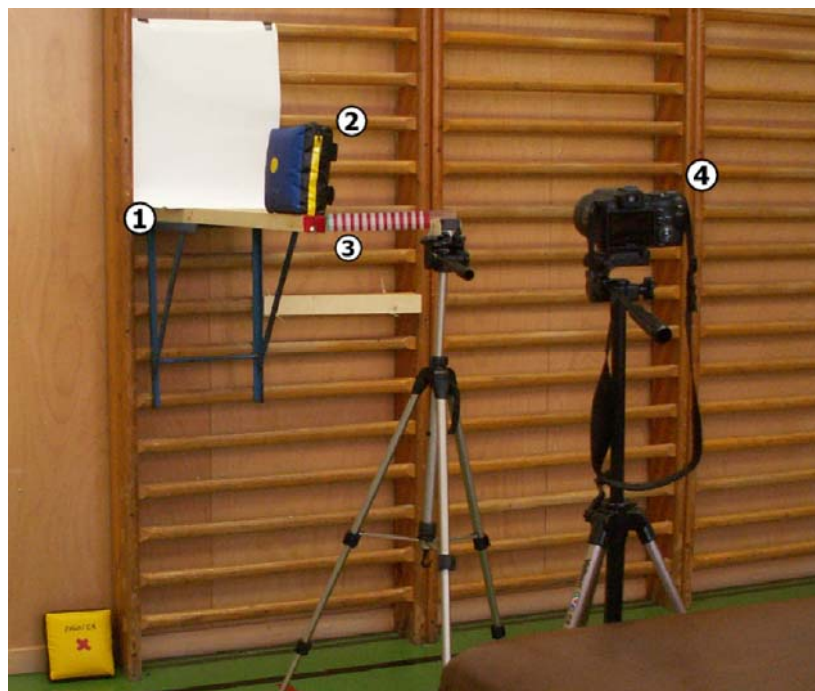
Obr. 17. CASIO Exilim EX – F1 (zdroj: casio.com)

4.4 Měřicí stanoviště

Měřicí stanoviště se skládalo z výše popsaných technických prostředků. Nejdůležitější částí byl stativ, na kterém bylo umístěno závaží. Před stativem bylo pravítko pro odečet dráhy s (působení síly na závaží) a stativ s kamerou (fotoaparát CASIO Exilim EX – F1) pro zaznamenání pohybu a času závaží.



Obr. 18. Měřicí stanoviště – detail, 1) stativ na závaží, 2) závaží, 3) pravítko, 4) kamera



Obr. 19. Měřicí stanoviště, 1) stativ na závaží, 2) závaží, 3) pravítko, 4) kamera

4.5 Metoda vyhodnocení síly

Pro měření síly úderu F jsme vycházeli z Druhého Newtonova zákona. *Jestliže na těleso působí síla, pak se těleso pohybuje se zrychlením, které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti tělesa.*

$$\sum F = ma \quad (11)$$

Kde F je vektor síly, m je hmotnost tělesa, a je vektor zrychlení. Vektory síly a zrychlení mají podle této rovnice stejný směr. Pokud tedy budeme znát hmotnost m daného tělesa, dokážeme vypočítat zrychlení, které bylo tělesu uděleno a zjistíme i sílu F . Zrychlení a je dáno poměrem rozdílů rychlostí Δv a rozdílů času Δt . V našem případě bude mít těleso o hmotnosti m počáteční rychlost $v = 0$.

$$F = m \cdot \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (12)$$

Konečná rychlost tělesa bude tedy $v = \Delta v$. Pro výpočet rychlosti použijeme nepřímé měření na základně vodorovného vrhu. Což je pohyb tělesa v homogenním gravitačním poli, při kterém počáteční rychlost tělesa má směr kolmý ke směru gravitačního zrychlení. Ze znalosti výšky y , ve které je těleso v počátečním stavu umístěno a vzdálenosti x , do které těleso dopadne. Kde $g = 9,80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ je tíhové zrychlení.

$$F = m \cdot \frac{x}{\Delta t \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot y}{g}}} \quad (13)$$

Pro konečný výpočet síly je dále nutné znát Δt , rozdíl času, po který je těleso urychlováno na konečnou rychlost v . Při znalosti všech výše zmíněných proměnných je možné určit sílu F .

Další způsob jakým lze zjistit výslednou sílu je odvození z fyzikální práce. *Síla působící na fyzikální těleso posouvá tímto tělesem nebo jeho částí po určité dráze.* Práce je také fyzikální veličina s rozměrem a jednotkou stejnými jako energie.

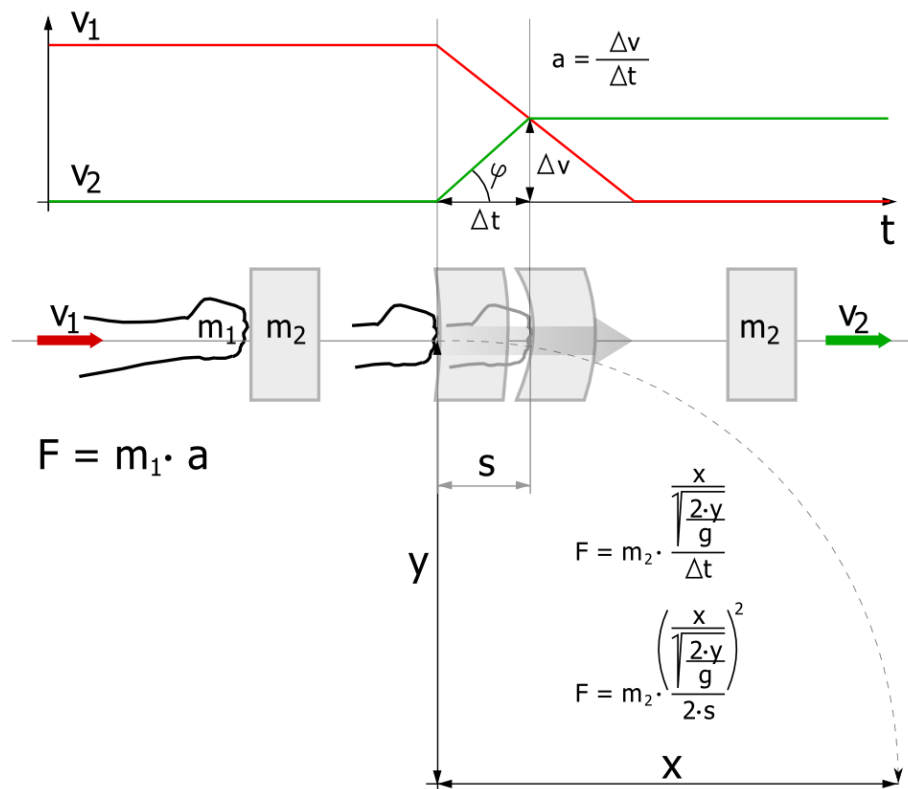
$$W = F \cdot s \quad (14)$$

Kinetickou energii E_k lze vypočítat z hmotnosti tělesa m a rychlosti v . Kde rychlost opět vypočteme ze známé výšky tělesa y a vzdálenosti dopadu x .

$$E_k = \frac{1}{2} \cdot m \cdot \left(\frac{x}{\sqrt{\frac{2 \cdot y}{g}}} \right)^2 \quad (15)$$

Síla F je potom rovna podílu kinetické energie a dráhy s , po kterou na těleso působila.

$$F = \frac{m \cdot \left(\frac{x}{\sqrt{\frac{2 \cdot y}{g}}} \right)^2}{2 \cdot s} \quad (16)$$



Obr. 20. Schéma působení síly na závaží

V našem případě zanedbáváme část síly F způsobující deformaci tělesa a sílu působící proti pohybu závaží na stativu – třecí sílu. Ta je nutná k překonání vzdálenosti, kdy se závaží pohybuje po části stativu, na kterém je umístěno. Součet těchto sil je ovšem v porovnání s celkovou silou nutnou k urychlení na výslednou rychlost závaží malý.

4.6 Naměřená data

Vyhodnocení dat výšky a vzdálenosti dopadu závaží bylo poměrně jednoduché. Výška závaží byla změřena předem pomocí metru. Vzdálenost dopadu pomocí pásma a pravítek. Na podlaze byla vytyčena síť umožňující přesně určit místo dopadu závaží. Měřilo se místo prvního dotyku závaží a podlahy.

Pro vyhodnocení doby a dráhy úderu pomocí pořízeného videa bylo nutné najít vhodnou metodiku. Doba úderu – čas, po který pěst působí na závaží danou silou, byl určován na základě jednotlivých snímků. Časový rozdíl mezi snímky při vysokorychlostním snímáním 1200 fps byl $t = 1/1200 = 0,00083$ s. Z počtu snímků úderu jsme určili celkový čas. Určení počtu snímků v reálně probíhající ději jako je úder je i při velké rychlosti snímání obtížné. Protože zde docházelo k dalším jevům jako deformaci, změně rychlosti a směru působení ruky i závaží, bylo vyhodnocení nárazu v mnoha případech složité. Bylo nutné zavést jednotná kritéria. Na základě toho byl stanoven počátek, kdy se začnou snímky počítat. A to v době, kdy závaží začne konat dopředný pohyb. Snímky, na kterých dochází pouze k deformaci, nebudeme brát v úvahu a to i z důvodu výpočtu síly. Konec dráhy byl stanoven v poloze, kdy bylo patrné, že pěst již nepůsobí na závaží, závaží má vyšší rychlost než pěst a směr pěsti již není v ose x .

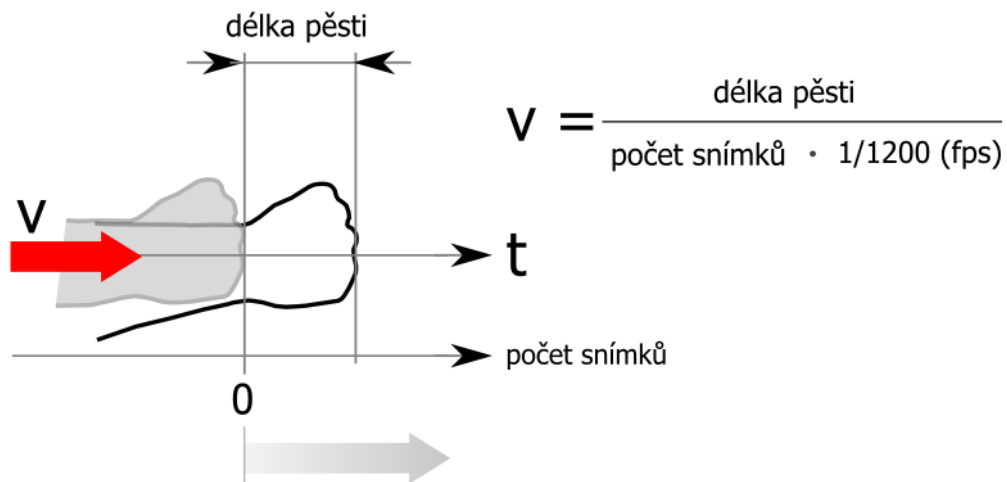


Obr. 21. Výřez z videa. 1 – pěst před úderem, 2 – začátek úderu, 3 – konec úderu.

Dráhu s , bylo možné určit jen v malém počtu případů, kdy bylo možné se záběrů a pozice závaží odhadnout jeho těžiště a posun a na základě přiloženého pravítka dráhu odečíst (elektronická příloha I: video).

Další hodnotu, kterou bylo možno vypočítat se záběrů je rychlost ruky v_r (koncové části ruky – pěsti) těsně před úderem. Délka sevřené dlaně v pěst je u dospělé osoby přibližně 10 cm. Zvolíme tedy pomyslnou hranici (v našem případě hranu ribstoly nebo začátek bílého pole) a budeme sledovat, kdy přední část pěsti vstoupí do této hranice, a

kdy ji opustí. Tím lze zjistit rychlost ruky těsně před dopadem. To je důležité z pohledu výpočtu energie, ta roste úměrně se čtvercem rychlosti.



Obr. 22. Měření dopadové rychlosti ruky

4.6.1 Změřená síla

Podle naměřených hodnot vzdálenosti dopadu závaží x , výšky závaží y a doby trvání úderu Δt se následně ze vzorce (13) spočítá síla F . U pokusu, kde je možné změřit i dráhu působení síly s , je možné vyjádřit sílu na základě práce (16).

Příklad: Tabulka naměřených hodnot – hodnota 36. (viz. PŘÍLOHA P I: Tabulka hodnot – Muži)

$$F = m \cdot \frac{\frac{x}{\sqrt{\frac{2 \cdot y}{g}}}}{\Delta t}$$

$$F = 4,95 \cdot \frac{\frac{2,04}{\sqrt{\frac{2 \cdot 1,3}{9,8}}}}{0,015}$$

$$\underline{\underline{F(1) \cong 1307N}}$$

$$F = \frac{m \cdot \left(\frac{x}{\sqrt{\frac{2 \cdot y}{g}}} \right)^2}{2 \cdot s}$$

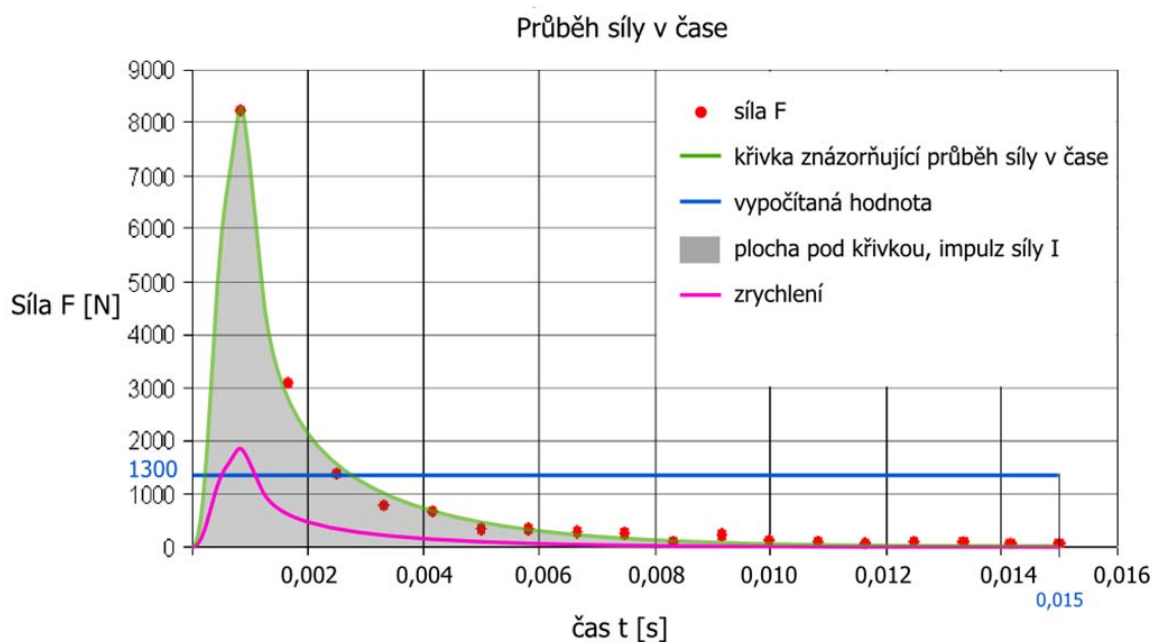
$$F = \frac{4,95 \cdot \left(\frac{2,04}{\sqrt{\frac{2 \cdot 1,3}{9,8}}} \right)^2}{2 \cdot 0,03}$$

$$\underline{\underline{F(2) \cong 1294N}}$$

Obě spočítané síly F se musí rovnat. Odchylka je způsobena chybou měření a nepřesností a rozsahem měřicích nástrojů. Proto v tomto případě může říct, že výsledná síla $F \approx 1300N$. Hodnota udává sílu potřebnou k tomu, aby závaží dosáhlo zrychlení $\Delta v/\Delta t$.

Musíme si ovšem uvědomit, že považujeme zrychlení za konstantní. Což neodpovídá skutečnému průběhu. Hodnota vypočtená udává konstantní sílu a nezohledňuje změnu zrychlení. Když odečteme z videa rozdíl dráhy těžiště závaží a následně vypočítáme rozdíly rychlostí Δv pro jednotlivé časové úseky (časový rozdíl dvou snímků = 1/1200) a vyneseme zrychlení na celkovém čase, můžeme přibližně zobrazit i změnu síly při úderu. Impuls síly I je plocha pod křivkou průběhu síly F v čase t .

Obr. 23. Průběh síly v čase



Průměrná hodnota naměřené síly:

Muži: $F_{(M)} \approx 1169 \text{ N}$

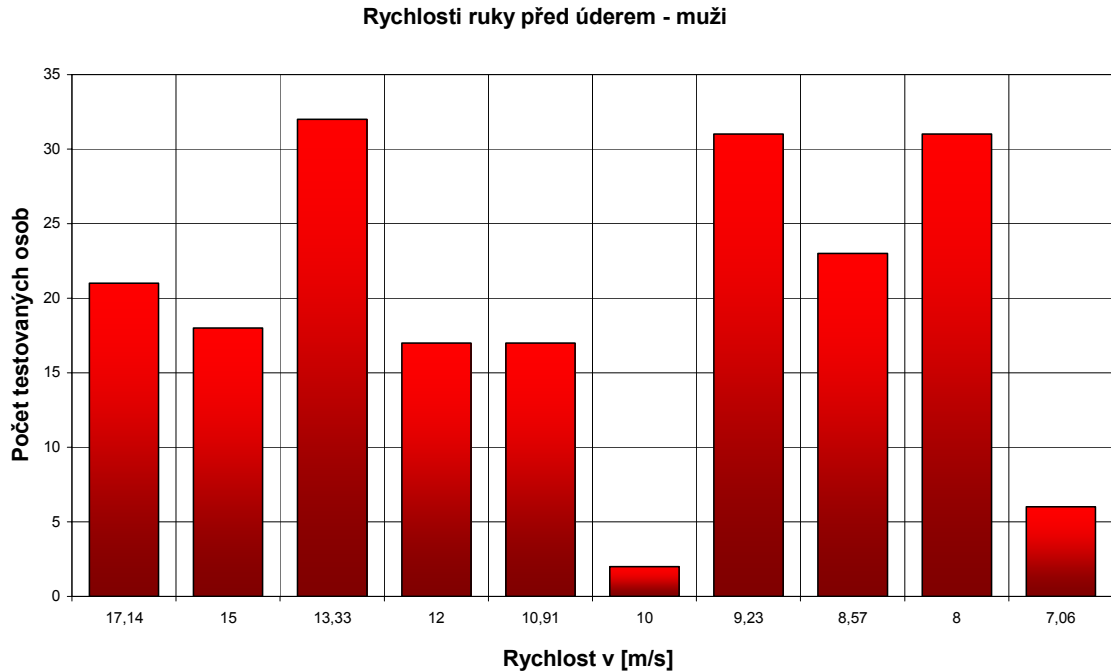
Ženy: $F_{(Z)} \approx 436 \text{ N}$

4.6.2 Rychlost ruky před úderem

Z pořízeného videa u každé testované osoby byla změřena dopadová rychlost před úderem. Podle metody popsané výše. Rychlost ruky třesně pře úderem se pohybuje v rozmezí od $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ do $17 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tyto hodnoty jsou ovlivněny přesností měření. Minimální hodnota měřicího času byla $0,00083 \text{ s}$, a také rozměr uzavřené pěsti byl unifikován na jednu hodnotu. Průměrná rychlost ruky před úderem. Pro muže zvolen rozměr zavřené pěsti $0,1 \text{ m}$, pro ženy $0,08 \text{ m}$ (PŘÍLOHA I a II: Tabulka hodnot – Muži, Tabulka hodnot – Ženy).

Muži: $v_r \approx 11,29 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

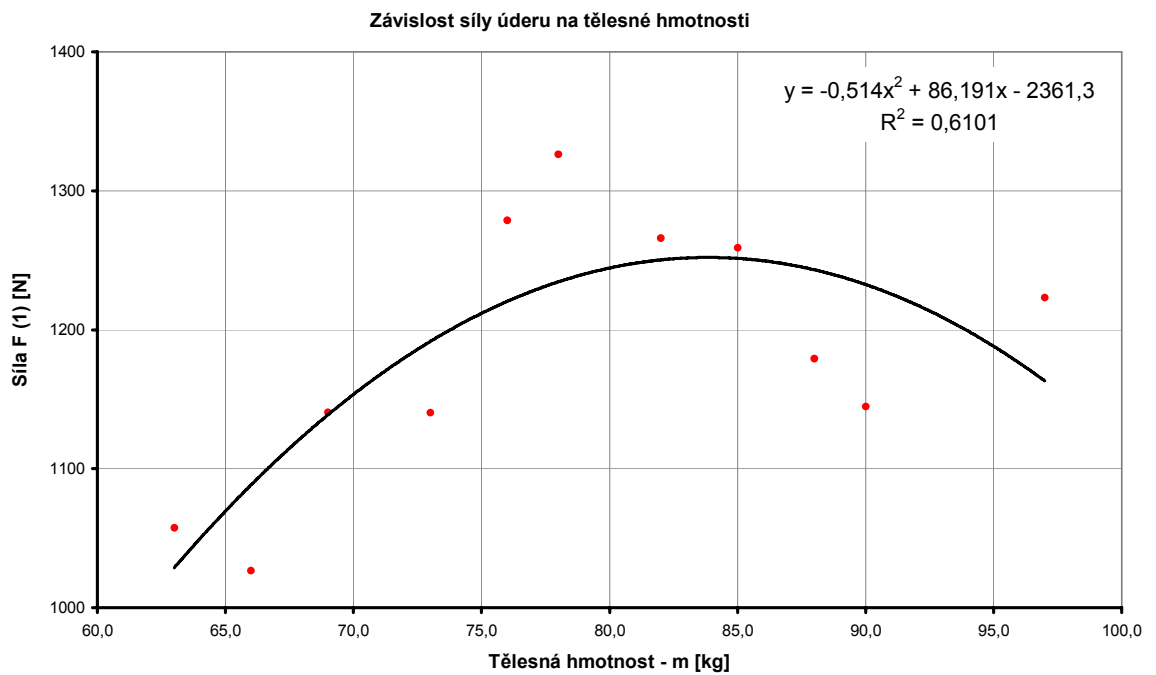
Ženy: $v_r \approx 7,28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$



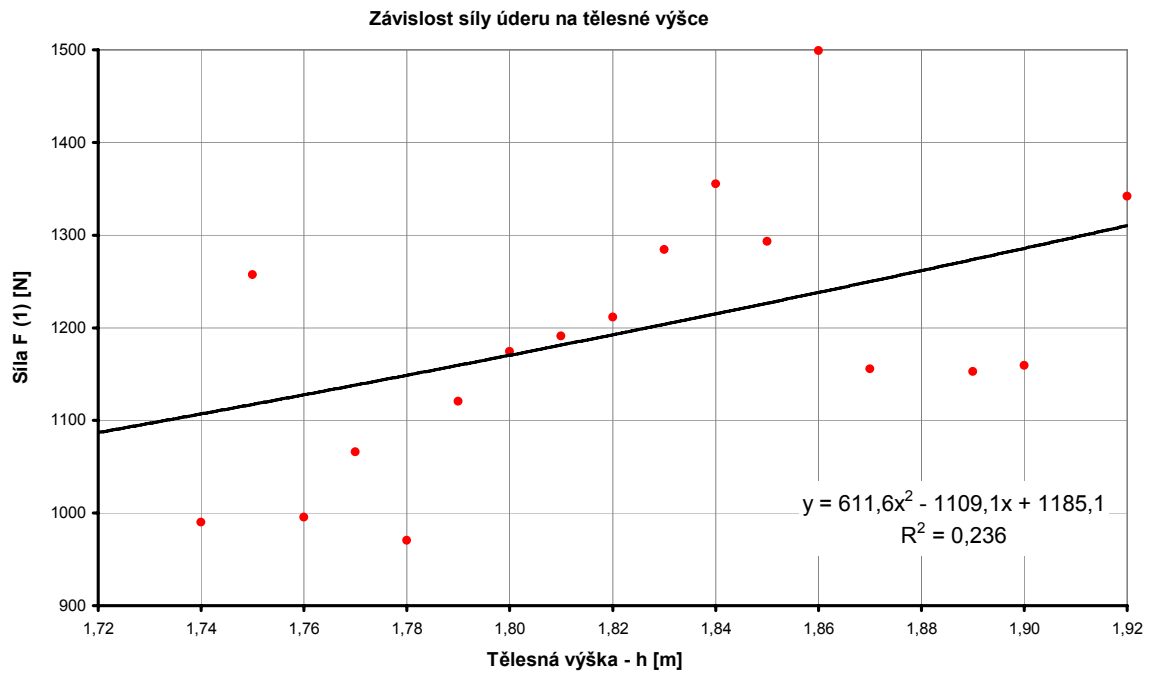
Obr. 24. Rychlosti ruky před úderem

4.6.3 Závislost tělesné hmotnosti a výšky na průměrné síle

Pro vyznačení průběhu a závislosti průměrné síly na tělesné hmotnosti a výšce se postupovalo následně. U tělesné hmotnosti a výšky byly sjednoceny blízké hodnoty a následně byl vypočítán průměr síly. To bylo provedeno pouze u testovaných mužů, protože vzorek testovaný žen byl malý a na jeho základě není možné uvést případnou závislost. (PŘÍLOHA P I: Tabulka hodnot – Muži)



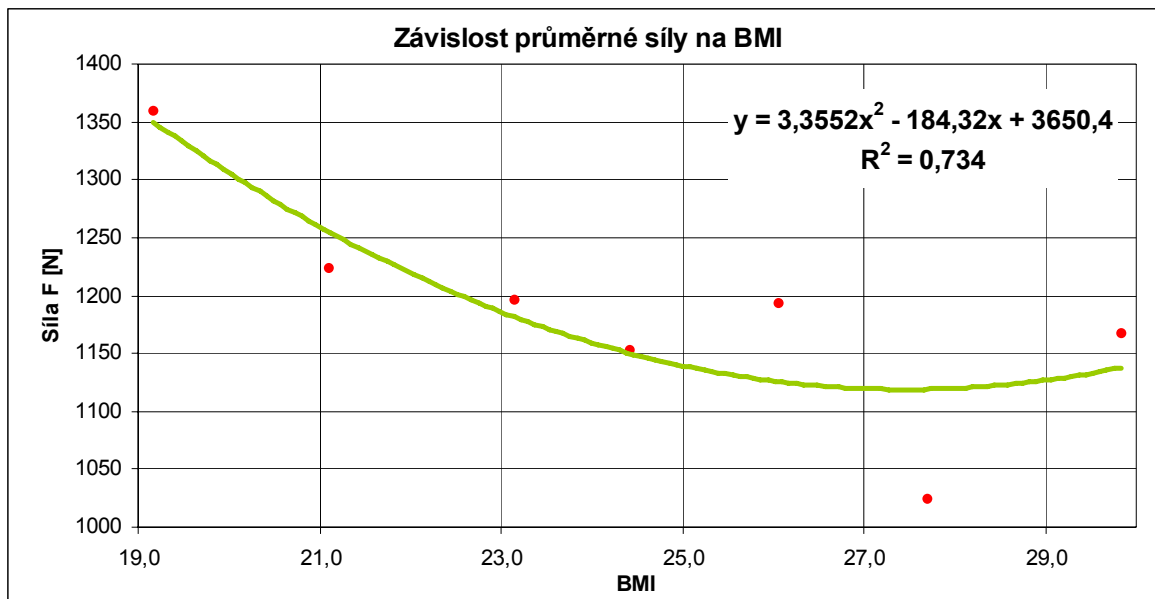
Obr. 25. Graf závislosti síly na tělesné hmotnosti.



Obr. 26. Graf závislosti síly na tělesné výšce.

Dalším způsobem jakým lze interpretovat obě hodnoty tedy tělesnou hmotnost a výšku je jejich poměr na základě výpočtu BMI. Pro výpočet BMI byl použit následující vzorec.

$$BMI = \frac{hmotnost}{výška^2} \quad (17)$$



Obr. 27. Graf závislosti síly na BMI.

4.7 Interpretace výsledků

Z práce plyne několik závěrů vycházejících z provedeného měření. Pro jejich ověření a potvrzení je nutné vycházet z dostupných informací, obecných předpokladů a změřených dat.

4.7.1 Změřená síla

Z grafu závislosti výsledné síly je patrné, že skutečný průběh není konstantní, jak uvádí vypočtené hodnoty. Síla F je spojitá funkce v čase t , a proto uvádět výslednou sílu nebo obecně sílu jako absolutní hodnotu je zavádějící. Přesnější je formulace založená na impulsu síly popisující plochu pod křivkou průběhu síly. Síla F vypočtená, je tedy průměrná hodnota síly působící na závaží. Je patrné, že vypočtená síla nezohledňuje reálný průběh. Z provedeného měření není možné určit ani v jakém vztahu je maximální hodnota

a hodnota vypočtená. To by bylo možné jen za předpokladu detailnějšího měření času a dráhy v závislosti na aktuální síle. Průběh křivky se mění v důsledku tuhosti tělesa (ruky i závaží). **Označování výsledné síly F jako sílu úderu je nepřesné a nic nevypovídá o skutečném průběhu úderu.**

4.7.2 Síla úderu v závislosti na tělesné výšce a hmotnosti (BMI)

U netréovaných osob je hledání jakékoliv závislosti výsledné síly na jejich tělesnou hmotnost a výšku ovlivněno velkým rozsahem hodnot (PŘÍLOHA P III: Grafy Muži). Při sumarizaci hodnot kolem stejné hmotnosti a výšky ve vhodně zvoleném intervalu je možné najít určitou závislost nebo aspoň trend, který z toho plyne. Tyto závislosti s určitou pravděpodobností ověřují nebo vyvrací obecné předpoklady, co ovlivňuje sílu úderu (obecně: muž o ideální výšce a váze je schopen efektivněji udeřit než malá nebo obézní osoba).

Pro tělesnou hmotnost je možné uvažovat, že největší dosaženou sílu by měli mít teoreticky osoby z ideální váhou. Z obrázku 25 je taková závislost patrná. Koeficient korelace R (rovnice spolehlivosti) naznačuje, že se jedná o průměrnou závislost ($R = 0,3 - 0,7$). Avšak pro lepší a přesnější stanovení by bylo nutné provést větší počet měření a následně data vyhodnotit po statistické stránce a určit celkovou pravděpodobnost závislosti. Protože nemůžeme uvažovat jen o tělesné hmotnosti. **Stanovení síly na základě hmotnosti osoby nebylo prokázáno, lze pouze říct, v jakém rozsahu hodnot je možné výslednou sílu očekávat.**

Z obrázku 26, kde je závislost síly na tělesné výšce je patrné, že u námi testovaných osob (mužů) je podle koeficientu korelace výsledná závislost označovaná jako slabá ($R = 0,0 - 0,3$) jedná se o slabou závislost. Je zde možné vidět stoupající trend síly na tělesné výšce. Pravděpodobnost výskytu výsledné síly pro danou výšku je velmi malá. **Stanovení výsledné síly na základě výšky osoby nebylo prokázáno. Zde je opět rozptyl sil velký.**

U indexu tělesné hmotnosti používaného pro statistické rozřazení testovaných osob podle měřítka obezity je předpoklad, že muži obézní nebo naopak s podvýživou (osoby nijak netréované, kde je hodnota BMI odpovídá), mají menší pravděpodobnost vyvinout takovou sílu úderu jako osoby s normální váhou (BMI). Na obrázku 27 je patrný trend naznačující daný předpoklad. Koeficient korelace R je poměrně velký a ($R = 0,7 - 0,9$)

jedná se o silnou závislost. Pro potvrzení tohoto tvrzení je ovšem nutný větší vzorek testovaných osob s větším rozsahem BMI a dále statistické vyhodnocení získaných dat.

ZÁVĚR

Z provedeného měření a výsledku zpracovaných dat je možné vyvodit některé závěry. Ty se především opírají námi získané informace a znalosti související s experimentálním měřením testovaných osob. Počet osob, 120 mužů, 21 žen, ve věkovém rozmezí 20 – 26 let, technika – úder ze zadní ruky. Vzorek osob lze ohodnotit z pohledu trénovanosti, jako netrévaní. Jednotlivé závěry lze shrnout do několika bodů.

1. Vztah výsledné síly úderu v závislosti na tělesné hmotnosti testovaných mužů, naznačuje, že se jedná o závislost volnou (obr. 22). Spíše než samotné hodnoty výsledné síly je důležitý trend, který je zde patrný. Existuje rozmezí tzv. "ideální hmotnosti", kde je možné říct, že výsledná síla je v průměru větší, než u hmotností nižších nebo vyšších. To samozřejmě může být do jisté míry způsobeno vzorkem testovaných osob a jejich skladbou. Na druhou stranu je zde výsledek srovnatelný s dostupnými informacemi, jenž toto potvrzuje. Ale pouze na základě tělesné hmotnosti není možné určit, jakou silou osoba disponuje.
2. Vztah výsledné síly úderu v závislosti na tělesné výšce lze označit za slabou závislost. U námi testovaných mužů, byl rozptyl dosažených sil velký (Příloha P III: Grafy muži). Trend regresní křivky je mírně stoupající. Z toho lze vyvodit, že s určitou pravděpodobností je muž s větší tělesnou výškou schopen udeřit silněji než s menší. Stanovení výsledné síly, nebo spíše intervalu výsledné síly na základě tělesné výšky není možné.
3. Byla zjištěna závislost mezi silou úderu a indexem tělesné hmotnosti (BMI). Muži s ideálním poměrem váhy a výšky byly schopni vyvinout v průměru větší úderovou sílu, než muži lehce obézní nebo obézní. Při znalosti jak tělesné hmotnosti a výšky a následně tak hodnoty BMI, je již možná určitá predikce v jakém intervalu, je schopen netrévaný muž ve věkovém rozmezí (20 – 26 let), udeřit silou.
4. Změřená síla F pomocí použité metody byla počítána jako podíl konečných hodnot rychlostí Δv a času Δt . V tomto případě tedy uvažujeme, že nárůst rychlostí byl v čase konstantní a tedy, že i zrychlení a bylo konstantní. Při rozboru několika kvalitních video sekvencí bylo ovšem zjištěno, že průběh síly se v čase mění (obr. 23). Z fyzikálního hlediska je námi vypočtená síla průměrná síla. Reálný průběh je ovlivněn tuhostí tělesa (závaží) a celkovou tuhostí lidské ruky. Proto z této metody

měření, jak byla provedena, nelze říct v jakém vztahu či poměru je námi změřená síla a průběh síly v čase, ve smyslu síly, která je schopna způsobit určité zranění. Je zavádějící a nepřesné hovořit o síle F . Daleko přesnější by bylo z pohledu fyziky uvádět výsledné hodnoty jako impulz síly I .

5. Průměrná rychlost úderu u mužů těsně před nárazem byla $v_r \approx 11,29 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Tu lze považovat za maximální dosaženou, při celé dráze ruky od těla k závaží. Hodnoty je možné využít při studiu a možnostech sebeobraných technik.

Na základě provedeného experimentu, lze ze znalosti tělesné výšky a váhy určit „interval hodnot“ síly F (síla je konstantní) úderu silnější paží u netrénovaného muže ve věkovém rozmezí 20 – 26 let.

Sílu úderu z pohledu fyziky ovlivňuje především čas. Ten je nejdůležitějším aspektem a na něm jsou závislé další veličiny. Při znalosti, jakým způsobem dochází k předávání hybnosti, je možné teoreticky určit i výslednou energii. Ovšem započítat všechny eventuality mající vliv na celkovou sílu je obtížné. Proto je možné v praxi najít případy, kdy zdánlivě síla neodpovídá předpokládanému účinku.

Pro další studium problematiky fyzikálních účinků úderových technik by bylo vhodné provést experimenty pro zjištění skutečného průběhu síly a porovnat maximální hodnotu s průměrnou a následně s účinky na lidské zdraví.

CONCLUSIONS

From the measurements carried out and the results of the processed data it is possible to draw a number of conclusions. These are based principally on the information obtained by us and knowledge relating to the experimental measurement of the persons tested. The number of persons was 120 males and 21 females, in the age range of 20-26 years; the technique adopted for testing was the back-hand blow. From the point of view of level of fitness, the cohort sample can be described as "untrained". Individual conclusions can be summarised under the following points:

1. The relationship between the resultant force of the blow and the body mass of the males tested shows that the correlation is a loose one. More important than the actual values of resultant force is a clear trend which can be observed. There is an interval or area of so-called "ideal mass", when it is possible to say that the resultant force is on average greater than in the case of lower or higher masses. Of course, this can be to some extent caused by the cohort sample of the persons tested and their composition. On the other hand, we have a result which is comparable with available information in confirmation of this. However, simply on the basis of body mass it is not possible to state what force a person has at his disposal.
2. The relationship between the resultant force of a blow and a person's height can be described as a weak correlation. In the case of the men tested by us the range of force generated was a large one. The regression line trend is a moderately rising one. From this it can be concluded that there is a definite probability that a man of greater height is capable of delivering a stronger blow than a smaller one. However, it is not possible to determine resultant force, or rather the interval of resultant force, on the basis of a person's height.
3. A correlation was found between the force of a blow and body mass index (BMI). Men with an ideal weight/height ratio were capable on average of generating greater striking force than slightly obese or obese males. Knowing the body mass and the height, and consequently the subsequent BMI index, it is now possible to make a definite prediction of the interval range of the force with which a 20-26 year old man can deliver a blow.

4. The measured force F , by means of the method used, was calculated as a proportion of resultant values of speed and time. In this case, we are assuming that the increase in velocity was constant in time and, consequently, that the acceleration a was constant too. On analysing several high-quality video sequences it was, however, found that the course of force varies over time. From the physical point of view, the force calculated by us is the average force. The actual course is influenced by the solidity of the body and the human hand. For this reason, from the method of measuring carried out it is not possible to say what the relationship or proportion there is between measured force and the course of force in time, in the sense of force which is capable of causing particular injury. It is misleading and imprecise to speak of force F . It would be more exact from the point of view of physics to give the resultant values as impulse force I .
5. The average strike velocity for men just before impact was $v_r \approx 11.29 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. This can be considered as the maximum generated, over the whole path of the hand from the body to the weight. These values can be used in studying the potential of self-defence techniques.

On the basis of the experiment conducted it is possible, knowing body height and weight, to determine the "interval of values" of force F of a blow of the stronger arm in an untrained 20-26 year old man.

From the point of view of physics, the force of the blow is influenced above all by time. This is the most important aspect and other quantities are dependent upon it. With a knowledge of the manner in which mobility is transferred it is possible theoretically to determine the resultant energy as well. However, it is difficult to take into account all eventualities which have an influence on overall force. For this reason, it is possible in practice to find cases where apparently force does not correspond to anticipated effect.

For further study of the question of the physical effect of striking techniques it would be appropriate to conduct experiments to determine that actual course of force and to compare the maximum value with average value and subsequently with the effects on human health.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] NÁCHODSKÝ, Zdeněk. Učebnice sebeobranu pro každého. 1. vyd. Praha: FUTURA,a.s., 1992. 358 s. ISBN 80–85523-01–09.
- [2] MIŇOVSKÝ, Filip. Box. Recenzent Marek Šimák. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2006. 107 s. ISBN 80–247-0803–5.
- [3] VALENTA, Jaroslav, et al. Biomechanika. 1. vyd. Praha: Academia, 1985. 544 s. ISBN 21–011-85.
- [4] LEVSKÝ, Vojtěch. L. Základy sebaobranu – KARATE. 1. vyd. Bratislava: ERPO, 1982. 280 s.
- [5] STRAUS, Jiří. Dynamické aspekty biomechaniky úderu. Bezpečnostní teorie a praxe. 2005, č. 1, s. 93–106, ISSN 1211–2461.
- [6] HALLIDAY, David. ROBERT, Resnick. JEARL, Walker. Fyzika / Vysokoškolská učebnice obecné fyziky. P. Dub, J. Komrska, B. Lencová, J. Musilová, J. Obdržálek a M. Štrunc a kol. 1st edition. Brno: Vysoké učení technické v Brně, nakladatelství VUTIUM, 2000. 1200 s. ISBN 80–214-1869.
- [7] STRAUS, Jiří. Biomechanika tupého poranění hlavy. Kriminalistika [online]. 2008, roč.33/3 [cit. 2009–04-25]. Dostupný z WWW: <http://web.mvcr.cz/archiv2008/casopisy/kriminalistika/2000/00_03/stras.html>.
- [8] VAVERKA, František. Základy biomechaniky pohybového systému člověka, Vydavatelství Univerzity Palackého, Olomouc 1997, ISBN 80–7067-727–9.
- [9] Patobiomechanika a Patokinesiologie K O M P E N D I U M: Biomechanika [online]. 1999 [cit. 2009–04-15]. Dostupný z WWW: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>>.
- [10] REGULI, Zdenko. Základní terminologie v úpolech [online]. 2005 [cit. 2009–04-20]. Dostupný z WWW: <<http://www.upoly.sk/data/clanky/37.pdf>>.
- [11] RÝČ, Bedřich, PETRŮ, Veronika. Sebeobrana na ulici. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s, 2008. 200 s. ISBN 978–80-247–2440-9.
- [11] ŠTEFAN, Jiří, MACH, Jan. Soudně lékařská a medicínsko-právní problematika v praxi. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005. 235 s. ISBN 80–247-0931–7.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

fps frame per socíne

GSI Gadd index of Severiny

BMI Body Mass Index

Symbol	Význam	Jednotka
F	Síla	N
I	Impuls síly	N·s
v	Rychlost	m.s ⁻¹
a	Zrychlení	m.s ⁻²
E _k	Kinetická energie	J
W	Práce	J
P	Hybnost	kg·m·s ⁻¹
J	Moment setrvačnosti	kg·m ²
t	Čas	s
s	Dráha	m

SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obr. 1. Anatomie horní končetiny (zdroj: Wikipedie)</i>	20
<i>Obr. 2. Zadní pravý direkt</i>	21
<i>Obr. 3. Přední levý direkt</i>	21
<i>Obr. 4. Různé úderové plochy ruky</i>	22
<i>Obr. 5. Úderová plocha lokte</i>	24
<i>Obr. 6. Anatomie dolní končetiny (zdroj: Wikipedie)</i>	25
<i>Obr. 7. Kop dopředu – přímý</i>	27
<i>Obr. 8. Úderová plocha kolene</i>	27
<i>Obr. 9. Kinematické podklady závislosti $g(t)$ pro výpočet GSI</i>	34
<i>Obr. 10. Srážka – úder</i>	35
<i>Obr. 11. Časová závislost velikosti proměnné síly</i>	37
<i>Obr. 12. Srážka – úder</i>	38
<i>Obr. 13. Dokonale nepružná srážka dvou těles</i>	40
<i>Obr. 14. Metoda měření úderu</i>	44
<i>Obr. 15. Měření úderu – testovaná osoba před úderem</i>	45
<i>Obr. 16. Úderové závaží</i>	46
<i>Obr. 17. CASIO Exilim EX – F1 (zdroj: casio.com)</i>	46
<i>Obr. 18. Měřicí stanoviště – detail, 1) stativ na závaží, 2) závaží, 3) pravítko, 4) kamera</i>	47
<i>Obr. 19. Měřicí stanoviště, 1) stativ na závaží, 2) závaží, 3) pravítko, 4) kamera</i>	47
<i>Obr. 20. Schéma působení síly na závaží</i>	49
<i>Obr. 21. Výřez z videa. 1 – pěst před úderem, 2 – začátek úderu, 3 – konec úderu</i>	50
<i>Obr. 22. Měření dopadové rychlosti ruky</i>	51
<i>Obr. 23. Průběh síly v čase</i>	52
<i>Obr. 24. Rychlosti ruky před úderem</i>	53
<i>Obr. 25. Graf závislosti síly na tělesné hmotnosti</i>	54
<i>Obr. 26. Graf závislosti síly na tělesné výšce</i>	54
<i>Obr. 27. Graf závislosti síly na BMI</i>	55

SEZNAM TABULEK

<i>Tabulka 1. Rychlost úderu horní končetinou – ruka [1]</i>	23
<i>Tabulka 2. Rychlost úderu horní končetinou – loket [1]</i>	24
<i>Tabulka 3. Rychlost úderu dolní končetinou [1]</i>	28
<i>Tabulka 4. Porovnání vybraných úderových technik [1]</i>	29
<i>Tabulka 5. Rychlost obranné reakce [1]</i>	30
<i>Tabulka 6. Kritické hodnoty zrychlení pro poranění hlavy. [7]</i>	34

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA P I: TABULKA HODNOT – MUŽI

PŘÍLOHA P II: TABULKA HODNOT – ŽENY

PŘÍLOHA P III: GRAFY MUŽI

PŘÍLOHA P IV: GRAFY ŽENY

PŘÍLOHA P V: DYNAMICKÉ ASPEKTY BIOMECHANIKY ÚDERU, J. STRAUS.

ELEKTRONICKÁ PŘÍLOHA

PŘÍLOHA P VI: VIDEO ÚDER MUŽI - obsahuje videa jednotlivých úderů

PŘÍLOHA P VII: VIDEO ÚDER ŽENY - obsahuje videa jednotlivých úderů

PŘÍLOHA P I: TABULKA HODNOT – MUŽI

V [m] – tělesná výška

M [kg] – tělesná hmotnost

Y [m] – výška závaží

X [m] – vzdálenost dopadu závaží

v_r [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] – rychlost ruky před úderem

t_i [s] – čas impaktu

s [m] – dráha působení ruky na závaží

Síla F (1) [N] – síla (vzorec 13)

Síla F (2) [N] – síla (vzorec 16)

Hmotnost závaží $m_m = 4,95$ kg

	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	v_r [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	t_i [s]	s [m]	F (1)	F (2)
1	1,85	89,5	1,44	2,56	13,33	0,0200	0,05	1169	1104
2	1,80	68,2	1,44	1,95	12,00	0,0225		791	
3	1,77	79,0	1,44	1,50	12,00	0,0183		747	
4	1,72	72,6	1,44	1,95	12,00	0,0175		1017	
5	1,89	89,9	1,44	2,12	10,00	0,0125		1549	
6	1,85	79,7	1,44	1,10	10,00	0,0150		670	
7	1,94	75,2	1,44	1,97	13,33	0,0142		1270	
8	1,97	85,0	1,44	2,40	15,00	0,0125		1753	
9	1,86	76,0	1,44	2,06	12,00	0,0108		1736	
10	1,84	77,5	1,44	1,37	12,00	0,0150		834	
11	1,79	64,0	1,44	1,43	12,00	0,0117		1119	
12	1,80	74,0	1,44	1,83	12,00	0,0142	0,03	1180	940
13	1,83	82,7	1,44	1,87	10,00	0,0108		1576	
14	1,84	77,0	1,44	2,24	13,33	0,0125		1636	
15	1,77	71,7	1,44	1,84	10,91	0,0125		1344	
16	1,74	68,2	1,44	2,02	13,33	0,0142		1302	
17	1,78	88,0	1,44	1,75	13,33	0,0192		834	

	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	v_r [m·s ⁻¹]	t_i [s]	s [m]	F (1)	F (2)
18	1,77	70,2	1,44	2,25	12,00	0,0100		2054	
19	1,82	114,0	1,44	1,98	9,23	0,0125		1446	
20	1,69	77,7	1,44	1,88	12,00	0,0150		1144	
21	2,05	120,0	1,44	2,34	10,00	0,0150		1424	
22	1,89	84,5	1,44	1,53	12,00	0,0125		1118	
23	1,87	71,0	1,44	1,87	10,91	0,0158	0,032	1078	920
24	1,85	83,0	1,44	1,66	8,57	0,0242		627	
25	1,85	64,0	1,44	2,07	13,33	0,0133	0,03	1418	1203
26	1,83	80,0	1,44	1,92	13,33	0,0183		956	
27	1,83	70,0	1,44	1,73	10,91	0,0125		1264	
28	1,76	73,0	1,44	1,94	15,00	0,0192		924	
29	1,80	100,0	1,44	1,57	12,00	0,0167		860	
30	1,78	68,0	1,44	1,46	10,91	0,0158		842	
31	1,79	68,0	1,44	2,13	12,00	0,0158	0,032	1228	1194
32	1,76	63,0	1,30	1,37	10,91	0,0167		790	
33	1,76	80,0	1,30	1,82	12,00	0,0167		1049	
34	1,75	76,0	1,30	1,44	9,23	0,0142		977	
35	1,75	83,0	1,30	2,04	10,00	0,0150	0,03	1307	1294
36	1,69	69,0	1,30	1,73	10,00	0,0133		1247	
37	1,86	75,0	1,44	2,55	12,00	0,0133		1746	
38	1,89	103,2	1,44	1,88	13,33	0,0150		1144	
39	1,91	84,5	1,44	3,20	10,00	0,0150	0,05	1948	1725
40	1,76	72,3	1,44	2,26	13,33	0,0158		1303	
41	1,82	67,0	1,44	2,12	10,91	0,0183		1056	
42	1,77	84,2	1,44	2,05	10,00	0,0175		1070	
43	1,80	97,0	1,44	2,78	10,91	0,0167		1523	
44	1,76	70,6	1,44	1,53	13,33	0,0167		838	
45	1,84	87,2	1,44	2,17	10,91	0,0192		1034	
46	1,81	82,5	1,44	1,70	9,23	0,0175		887	
47	1,80	88,5	1,44	2,05	10,00	0,0175		1070	
48	1,83	73,0	1,44	2,25	10,00	0,0167		1233	
49	1,75	58,0	1,30	2,20	12,00	0,0158	0,035	1335	1290

	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	v_r [m·s ⁻¹]	t_i [s]	s [m]	F (1)	F (4)
50	1,74	66,2	1,30	1,60	12,00	0,0192		802	
51	1,67	91,5	1,30	2,33	13,33	0,0183		1221	
52	1,84	77,0	1,44	2,24	9,23	0,0133	0,03	1534	1409
53	1,70	88,0	1,44	2,62	10,91	0,0183		1305	
54	1,83	87,7	1,44	2,23	13,33	0,0133		1527	
55	1,85	84,3	1,44	1,34	10,91	0,0183		667	
56	1,74	88,1	1,44	1,76	10,91	0,0183		877	
57	1,80	73,5	1,44	1,91	10,00	0,0108		1610	
58	1,89	85,0	1,44	2,04	10,00	0,0183		1016	
59	1,83	73,8	1,44	2,08	10,91	0,0175		1085	
60	1,83	67,9	1,44	2,44	17,14	0,0158		1407	
61	1,81	88,5	1,44	2,31	10,91	0,0158	0,04	1332	1123
62	1,87	78,0	1,44	2,21	10,91	0,0167		1211	
63	1,84	80,0	1,44	2,25	13,33	0,0133		1541	
64	1,82	68,0	1,44	1,47	12,00	0,0142		947	
65	1,82	97,0	1,44	2,05	10,91	0,0150		1248	
66	1,81	71,5	1,44	1,66	10,91	0,0192		791	
67	1,75	77,0	1,30	2,20	12,00	0,0142		1492	
68	1,77	67,0	1,30	1,75	12,00	0,0200		841	
69	1,76	88,0	1,30	1,97	10,00	0,0158		1196	
70	1,75	90,0	1,30	2,07	10,91	0,0167	0,04	1194	999
71	1,77	75,0	1,30	2,10	10,00	0,0200	0,04	1009	1029
72	1,76	76,0	1,30	2,21	10,00	0,0208	0,05	1019	911
73	1,78	70,0	1,30	1,25	12,00	0,0183		655	
74	1,75	80,0	1,30	1,52	8,00	0,0192		762	
75	1,82	97,0	1,30	2,89	9,23	0,0175		1587	
76	1,81	88,5	1,30	1,88	10,00	0,0158		1141	
77	1,70	72,0	1,30	2,28	10,91	0,0175		1252	
78	1,76	66,0	1,30	1,07	10,00	0,0117		881	
79	1,78	75,0	1,30	2,04	12,00	0,0150		1307	
80	1,81	69,0	1,30	2,08	10,91	0,0142		1411	
81	1,81	75,0	1,44	1,92	12,00	0,0125	0,03	1403	1035

	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	v_r [m·s ⁻¹]	t_i [s]	s [m]	F (1)	F (4)
82	1,81	78,0	1,44	2,12	10,91	0,0125		1549	
83	1,81	61,0	1,44	1,66	12,00	0,0175		866	
84	1,84	82,0	1,44	2,82	13,33	0,0167		1545	
85	1,84	70,0	1,44	2,24	13,33	0,0150		1364	
86	1,87	74,0	1,44	1,72	8,00	0,0133	0,025	1178	997
87	1,89	69,0	1,44	1,64	10,00	0,0167	0,03	898	755
88	1,90	108,0	1,44	2,52	10,91	0,0108		2124	
89	1,92	95,0	1,44	2,03	10,00	0,0192		967	
90	1,92	86,0	1,44	2,71	13,33	0,0150		1650	
91	1,79	97,0	1,44	2,23	10,91	0,0167	0,035	1222	1197
92	1,86	69,0	1,44	1,91	10,91	0,0142		1231	
93	1,86	93,0	1,44	2,78	12,00	0,0233		1088	
94	1,83	79,0	1,44	2,10	10,91	0,0158		1211	
95	1,82	68,0	1,44	1,96	13,33	0,0150		1193	
96	1,88	84,5	1,44	1,92	10,91	0,0167		1052	
97	1,80	61,5	1,44	1,38	10,91	0,0208		605	
98	1,89	68,4	1,44	2,12	12,00	0,0150	0,03	1291	1262
99	1,76	72,0	1,30	1,71	10,00	0,0192	0,03	857	909
100	1,74	74,0	1,30	1,70	10,00	0,0167		980	
101	1,90	86,0	1,30	1,94	10,91	0,0150		1243	
102	1,76	68,3	1,30	1,92	12,00	0,0167		1107	
103	1,78	100,0	1,30	1,56	10,00	0,0167		900	
104	1,81	76,4	1,44	2,08	10,91	0,0142		1341	
105	1,79	66,0	1,44	1,50	8,00	0,0150		913	
106	1,82	89,0	1,44	1,94	8,57	0,0158		1119	
107	1,87	69,0	1,44	1,51	12,00	0,0192		719	
108	1,83	73,0	1,44	2,02	12,00	0,0142	0,03	1302	1145
109	1,86	76,0	1,44	2,01	12,00	0,0108		1694	
110	1,94	90,0	1,44	1,85	10,91	0,0150		1126	
111	1,92	69,0	1,44	1,80	10,00	0,0117		1409	
112	1,90	76,0	1,44	1,94	10,91	0,0167		1063	
113	1,90	86,0	1,44	2,14	9,23	0,0167		1172	

	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	v_r [$m \cdot s^{-1}$]	t_i [s]	s [m]	F (1)	F (2)
114	1,75	60,0	1,30	2,04	12,00	0,0158		1238	
115	1,76	73,3	1,30	1,45	12,00	0,0142		984	
116	1,87	74,0	1,44	1,21	10,91	0,0192		576	
117	1,73	70,0	1,44	1,40	12,00	0,0175		730	
118	1,82	90,0	1,44	2,20	12,00	0,0183		1096	
119	1,80	69,5	1,44	2,06	13,33	0,0158		1188	
120	1,81	73,5	1,44	1,51	7,06	0,0183		752	

průměrná rychlost [$m \cdot s^{-1}$]
11,29
průměrný čas trvání úderu [s]
0,0159
průměrná síla F (1) [N]
1169

PŘÍLOHA P II: TABULKA HODNOT – ŽENY

V [m] – tělesná výška

M [kg] – tělesná hmotnost

Y [m] – výška závaží

X [m] – vzdálenost dopadu závaží

v_r [$m \cdot s^{-1}$] – rychlost ruky před úderem

t_i [s] – čas impaktu

s [m] – dráha působení ruky na závaží

Síla F (1) [N] – síla (vzorec 13)

Síla F (2) [N] – síla (vzorec 16)

Hmotnost závaží $m_z = 2,91$ kg

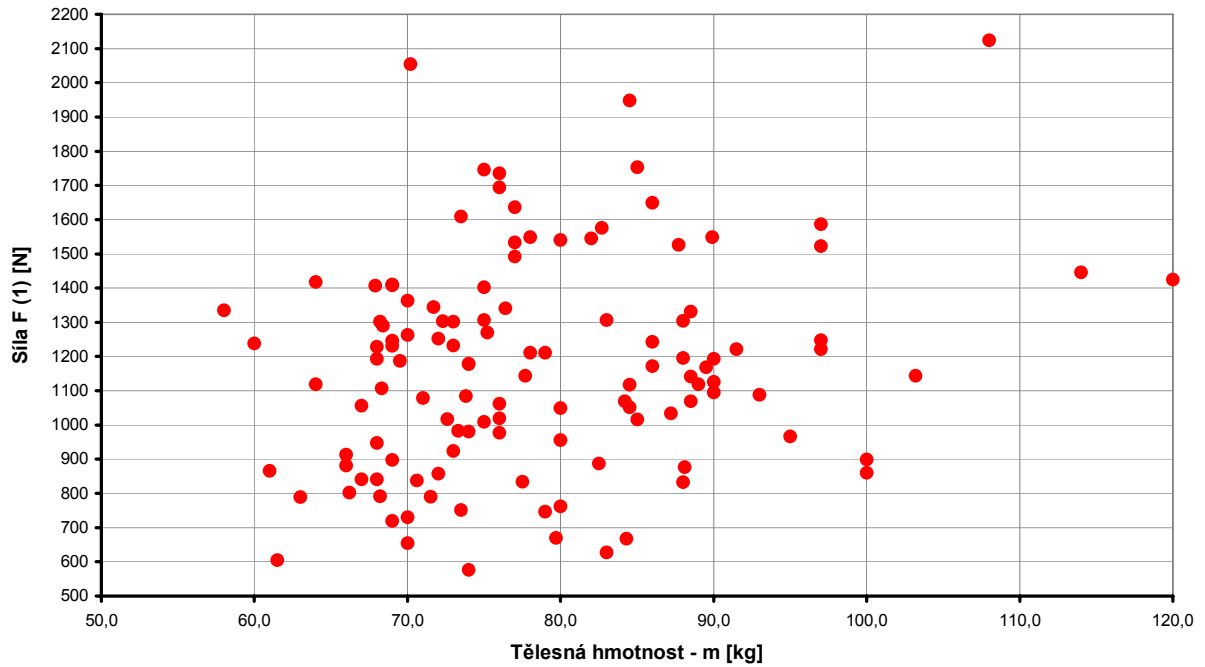
	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	v_r [$m \cdot s^{-1}$]	t_i [s]	Síla F (1) [N]	Síla F (4) [N]
1	1,72	58,0	1,30	1,10	7,38	0,0175	355	
2	1,67	56,0	1,30	1,65	7,38	0,0142	658	
3	1,62	63,0	1,30	0,96	10,67	0,0133	407	
4	1,62	54,7	1,30	1,11	7,38	0,0250	251	
5	1,59	65,0	1,30	1,03	7,38	0,0183	317	
6	1,73	52,0	1,30	1,33	6,40	0,0200	376	323
7	1,70	62,3	1,30	1,35	6,86	0,0167	458	
8	1,70	71,0	1,30	1,77	6,00	0,0233	429	
9	1,66	58,7	1,30	1,32	7,38	0,0158	471	
10	1,63	56,0	1,30	1,04	6,86	0,0150	392	
11	1,71	69,0	1,30	1,76	6,40	0,0183	542	340
12	1,62	51,1	1,30	1,26	6,40	0,0192	371	174
13	1,69	65,0	1,30	1,73	7,38	0,0167	586	
14	1,68	58,0	1,30	1,67	8,00	0,0183	515	306
15	1,73	60,0	1,30	1,30	6,40	0,0158	464	
16	1,72	68,0	1,30	1,72	6,00	0,0175	555	270
17	1,75	63,0	1,30	1,40	8,00	0,0233	339	269

	V [m]	M [kg]	Y [m]	X [m]	$v_r \left[\frac{m \cdot s^{-1}}{1} \right]$	t_i [s]	Síla F (1) [N]	Síla F (4) [N]
18	1,72	80,0	1,30	1,72	6,00	0,0167	583	
19	1,69	60,5	1,30	0,95	6,40	0,0250	215	
20	1,68	60,0	1,30	2,18	8,73	0,0192	643	521
21	1,59	56,0	1,17	0,82	8,73	0,0217	226	

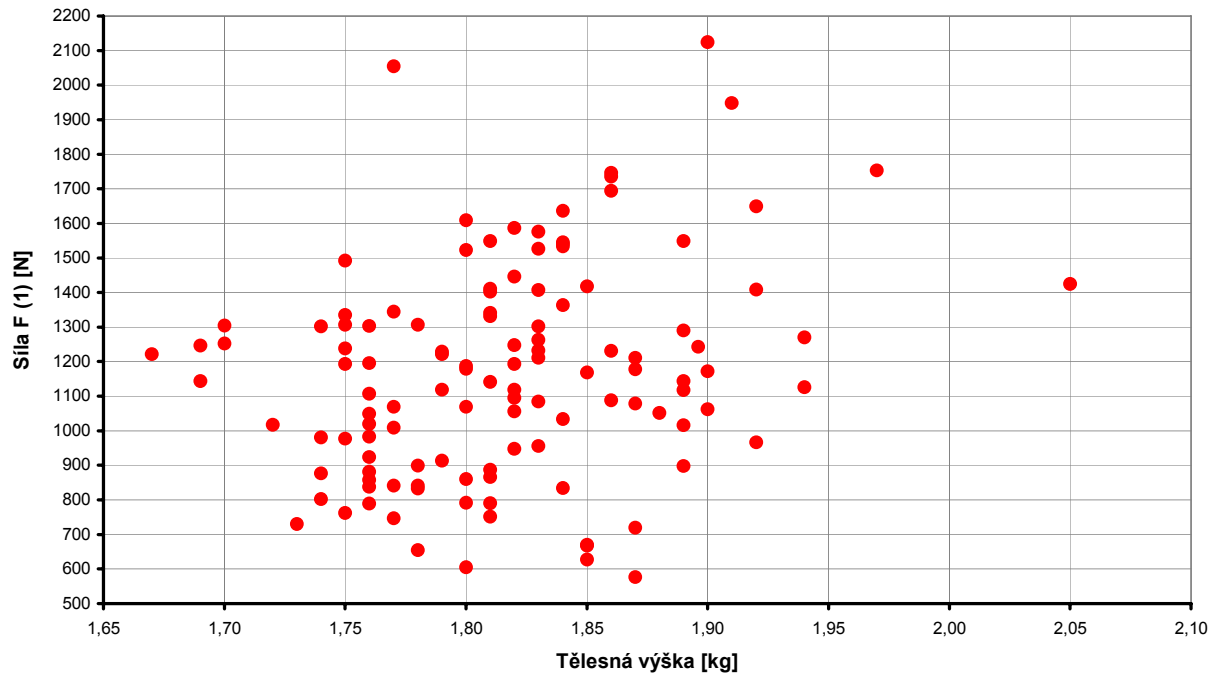
průměrná rychlost [m·s⁻¹]
7,24
průměrný čas trvání úderu [s]
0,0186
průměrná síla F (1) [N]
436

PŘÍLOHA P III: GRAFY MUŽI

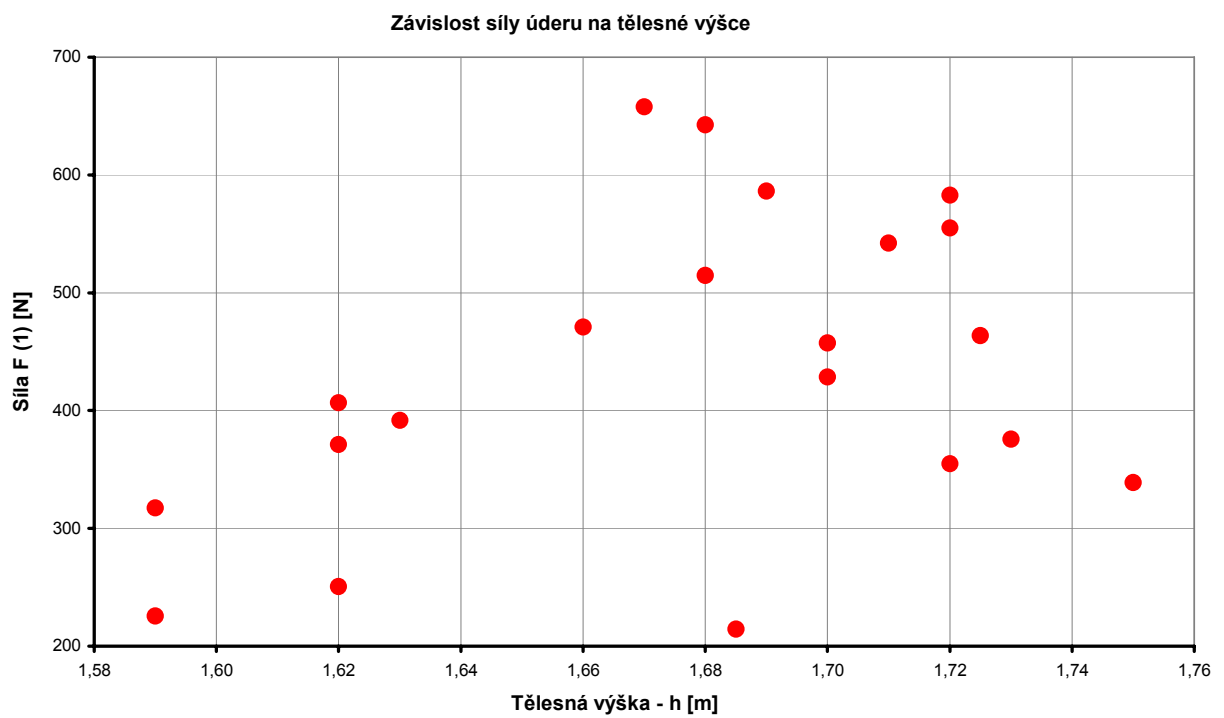
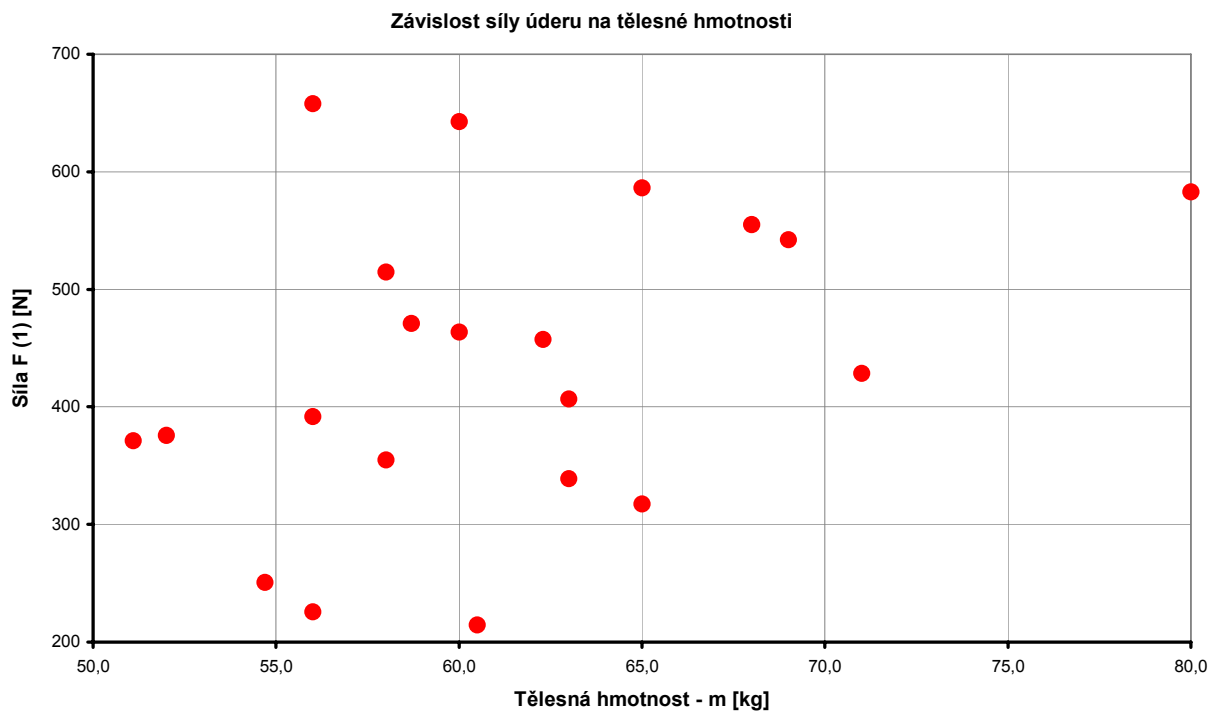
Závislost síly úderu na tělesné hmotnosti



Závislost síly úderu na tělesné výšce



PŘÍLOHA P IV: GRAFY ŽENY



**PŘÍLOHA P V: DYNAMICKÉ ASPEKTY BIOMECHANIKY ÚDERU.
J. STRAUS.**

Dynamické aspekty biomechaniky úderu

Prof. PhDr. Jiří Straus, DrSc., katedra kriminalistiky

Pro posuzování poranění lebky tupým předmětem je velice důležitá znalost působící síly. Údaje o velikosti sil vznikajících při úderném působení jsou v naší i zahraniční odborné literatuře velice vzácné. Měřením na dynamometrických drahách u mužů normální populace, kteří nejsou aktivními sportovci bylo zjištěno, že lze dosáhnout těchto hodnot vyvinuté síly (31):

- úder ramenem 2480 N ,
- úder zády 3080 N ,
- pravý direkt 1600-2700 N ,
- levý direkt 1550-2000 N ,
- pravý hák 2100-2800 N ,
- levý hák 1900-2200 N .

Za průměrnou hodnotu, kterou vyvine středně zdatný muž, hmotnosti 75 kg při přímém direktu můžeme uvažovat hodnotu 2150 N, s rozpětím 1600 - 2700 N.

U sportovců nebo u fyzicky zdatných osob lze dosáhnout samozřejmě vyšších hodnot. Osoba, která např. měří 185 cm a váží 75-90 kg, může vyvinout při úderu vyšší maximální amplitudu dynamické složky síly úderu, lze uvažovat sílu úderu v intervalu 2100 N - 3200 N, průměr 2650 N.

Lze konstatovat, že velikosti působících sil při úderu jsou zatím neznámé, literární údaje jsou velmi sporadické a zcela chybí experimentální údaje.

Cílem naší práce bylo experimentálně změřit sílu přímého úderu – direktu, její závislost na tělesné výšce, tělesné hmotnosti a trénovanosti, a stanovit průměrné hodnoty pro sledované skupiny. Těžiště naší experimentální práce spočívalo zejména v důkladné analýze dynamiky přímého úderu - direktu provedeného pokusnou osobou ze zadní ruky a střehového postavení vždy tzv. silnou paží a bez chrániče či rukavice. Stanovili jsme si následující úkoly:

- navrhnout vhodnou metodiku měření
- vybrat reprezentativní skupinu pokusných osob

- provést základní měření dynamické složky síly přímého úderu silnou paží ze zadní ruky a střehového postavení

Metodika měření velikosti síly přímého úderu

Z dostupných pramenů vyplývá, že pro měření síly úderu bývají používána zařízení jako tenzometrické desky nebo již výše zmíněné dynamometrické dráhy, jejichž v našich podmínkách nízká dostupnost a vysoká finanční, často i prostorová, náročnost na pořízení, nás víceméně donutila k hledání vlastní cesty. Navrhli jsme proto vlastní postup, jehož pomocí můžeme při zanedbatelných nákladech dosáhnout srovnatelné přesnosti výstupů.

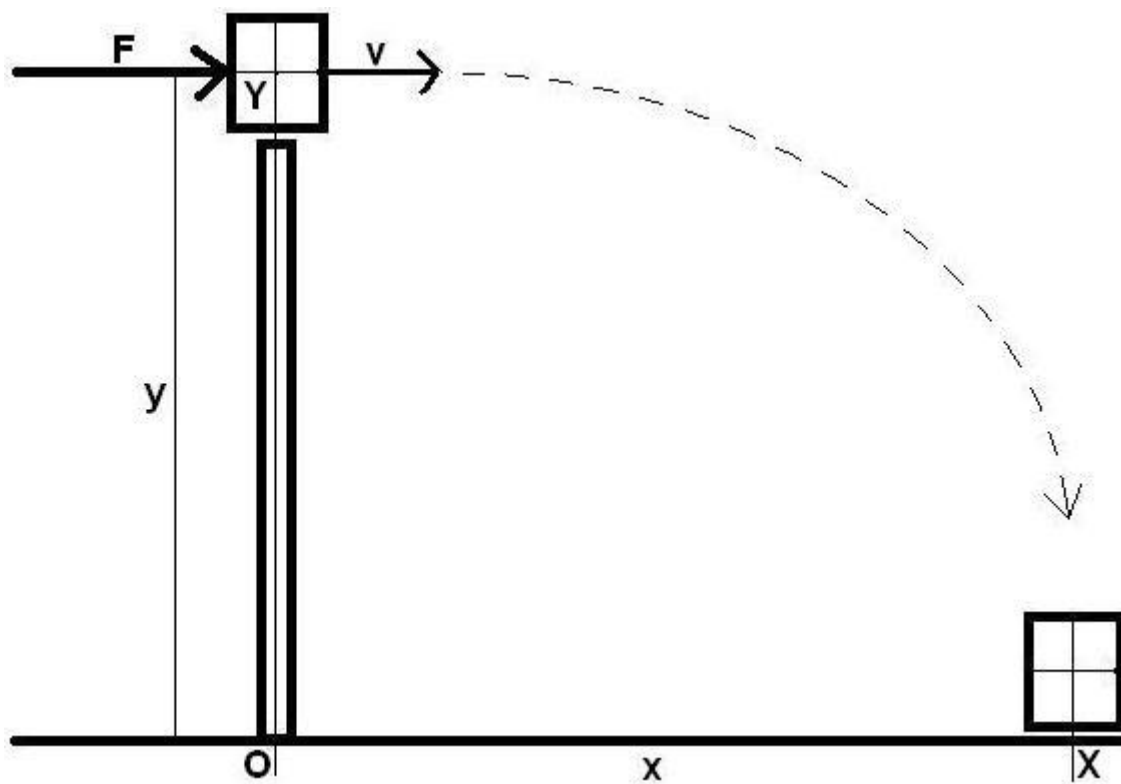
Po stránce materiálně-technického vybavení nám postačilo 15 kg plaveného písku, výškově nastavitelný stativ s měřítkem a pásmo. Písek byl rozdělen do třech balíčků přibližně válcového tvaru o hmotnostech 3, 5 a 7 kg, přičemž jsme po pilotním měření rozhodli, že nadále bude používáno pouze závaží o hmotnosti 5 kg, které se u testovaných osob osvědčilo nejlépe.

Průběh vlastního měření byl následující:

Testovaná osoba přistoupí ve střehovém postavení ke stativu tak, že se při natažené paži lehce dotýká na něm umístěného pískového závaží. Výška stativu je nastavena tak, aby rameno testované osoby bylo ve stejné úrovni jako těžiště závaží. Výška y těžiště závaží od podložky je změřena a následuje úder silou F , po kterém se závaží dá do pohybu rychlostí v a závaží dopadá na podlahu do vzdálenosti x od svislice pádu (obr. 1, 2).

Pro obrázky 1 a 2 označíme:

- Y** – místo polohy těžiště pískového závaží v okamžiku úderu
- X** – místo dopadu těžiště
- O** - průsečík svislice pádu s podložkou
- OY = y** - výška těžiště pískového závaží nad podložkou v okamžiku úderu
- OX = x** - vzdálenost dopadu těžiště od svislice pádu v okamžiku dopadu závaží na podložku
- F** - dynamická složka síly
- v** - dopředná horizontální složka úderné síly



Obr. 1 Schéma metodiky měření velikosti dynamické složky úderné síly



Obr. 2 Metodika měření velikosti dynamické složky úderné síly, vynikající technika úderu

Analyticko-statistické zpracování získaných dat

Měření jsme provedli se souborem 40 mužů ve věku 21 - 55 let, u nichž byla před zahájením experimentu zjištěna tělesná hmotnost výška a které bylo možno dle stupně trénovanosti rozdělit do tří skupin:

- 1 vysoce trénovaní
- 2 trénovaní
- 3 netrénovaní

Pro všechny skupiny bylo používáno pískového závaží o hmotnosti 5 kg, údery byly prováděny ze zadní ruky a střežového postavení tzv. silnou paží a pro každou pokusnou osobu byla výška těžiště závaží nastavena do úrovně výšky ramene osoby. Každá pokusná osoba měla k dispozici tři cvičné 'nástřelné' údery, které následovaly celkem tři měřené pokusy, z nichž vždy nejdelší byl zadokumentován a dále použit pro výpočty.

Výpočet velikosti dynamické složky síly přímého úderu

Při znalosti těchto vstupních parametrů lze vyjít z fyzikálních zákonitostí pro volný pád. Pro volný pád tuhého tělesa z výšky (y) platí vztah:

$$y = \frac{1}{2} g \cdot t^2, \text{ kde } g \text{ je gravitační konstanta.}$$

Odtud lze odvodit pro dobu pádu (t) vztah

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

Dopřednou horizontální složku rychlosti $v = \frac{s}{t}$ těžiště tělesa pak lze vyjádřit podle vzdálenosti (x) místa dopadu těžiště pískového závaží od úpatí (O) stativu jako

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

Další výpočty vycházejí ze druhého Newtonova pohybového zákona – zákona síly. Účinek síly na pohyb tělesa, jež bylo před začátkem silového působení buď v klidu, nebo se již pohybovalo, můžeme kvantitativně posuzovat dvojím způsobem: buď podle *dráhy*, na níž síla na těleso působila, nebo podle

doby, po kterou síla působila. Výsledek silového působení plyne ovšem pokaždé z druhého Newtonova zákona, jsou-li známy počáteční podmínky, avšak toto dvojí posuzování silového účinku vede k novým, velmi užitečným fyzikálním pojmům, které odrážejí vlastnosti mnoha reálných dějů a usnadňují jejich popis i vyložení. Dodejme k nim, když zákon síly $ma = m \frac{dv}{dt} = F$ upravíme tak, aby při posuzování účinku síly podle dráhy neobsahoval čas a aby naopak při vyšetřování dobového účinku neměla dráha význam.

Z výše uvedeného je tedy zřejmé, že pro výpočet velikosti síly – v našem případě síly úderu působící na závaží z písku o hmotnosti $m = 5\text{kg}$ - existují dvě různé cesty. Buďto za pomoci *dobového účinku síly* nebo prostřednictvím *dráhového účinku síly*.

Výpočet síly úderu za pomoci dobového účinku síly

Při použití prvního způsobu vycházíme z upravené pohybové rovnice

$$m \cdot v = F \cdot \tau,$$

odkud vyjádřena dynamická složka síly F je

$$F = \frac{m \cdot v}{\tau},$$

kde m je hmotnost pískového závaží, v – dopředná horizontální rychlost a τ – čas destrukce. Tudíž po dosazení dostáváme

$$F = \frac{m \cdot \sqrt{\frac{x}{2 \cdot y}}}{\tau} \cdot g.$$

Časem destrukce (τ) rozumíme *dobu impaktu*, tedy dobu, po kterou bylo na pískové závaží působeno silou F . Tato hodnota je srovnatelná s dobou impaktu pro úder zařatou pěstí do hlavy – $\tau = 5\text{-}15$ ms. Pro výpočty jsme používali hodnotu 10 ms, což nám umožnilo provádění výpočtů se značnou přesností a dospět tak k důvěryhodným výstupům.

Výpočet síly úderu za pomoci dráhového účinku síly

Druhá cesta vychází z rovnice pro mechanickou práci

$$W = Fs$$

Dosadíme-li $F = ma$, $s = \frac{1}{2}at^2$, je práce

$$W = ma \cdot \frac{1}{2}at^2 = \frac{1}{2}m(at)^2 = \frac{1}{2}mv^2,$$

nebo též

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

Odkud lze opět vyjádřit dynamickou složku síly úderu F jako

$$F = \frac{1}{2s}mv^2,$$

po dosazení tedy

$$F = \frac{m \left(\frac{x}{\sqrt{\frac{2y}{g}}} \right)^2}{2s},$$

kde s je dráha, po které bylo na pískové závaží působeno silou F .

Tato vzdálenost je ovšem v našich podmínkách velice obtížně změřitelná. Bylo by nutné hodnotu s víceméně odhadovat, což by mohlo vést k nežádoucím nepřesnostem. Proto jsme tuto cestu zjišťování úderné síly prozatím zavrhlí. Nikoli však úplně, protože v okamžiku, kdy pro nás bude technicky možné dráhu působení úderné síly přesně změřit, naskytne se nám příležitost provést pro jeden a tentýž úder dva různé výpočty hodnoty dynamické složky síly úderu a porovnáním hodnot ověřit platnost získaných výstupů.

Uvedené výpočty dovolují přesný výpočet ve znalecké činnosti, zejména při hodnocení extrémního dynamického zatížení organismu při násilných trestných činech.

Statistické vyhodnocení naměřených hodnot je předkládáno v následujících tabulkách a grafech.

Statistické zpracování naměřených hodnot

V následujících grafech a jedné vybrané tabulce předkládáme hodnoty získané během naší experimentální práce.

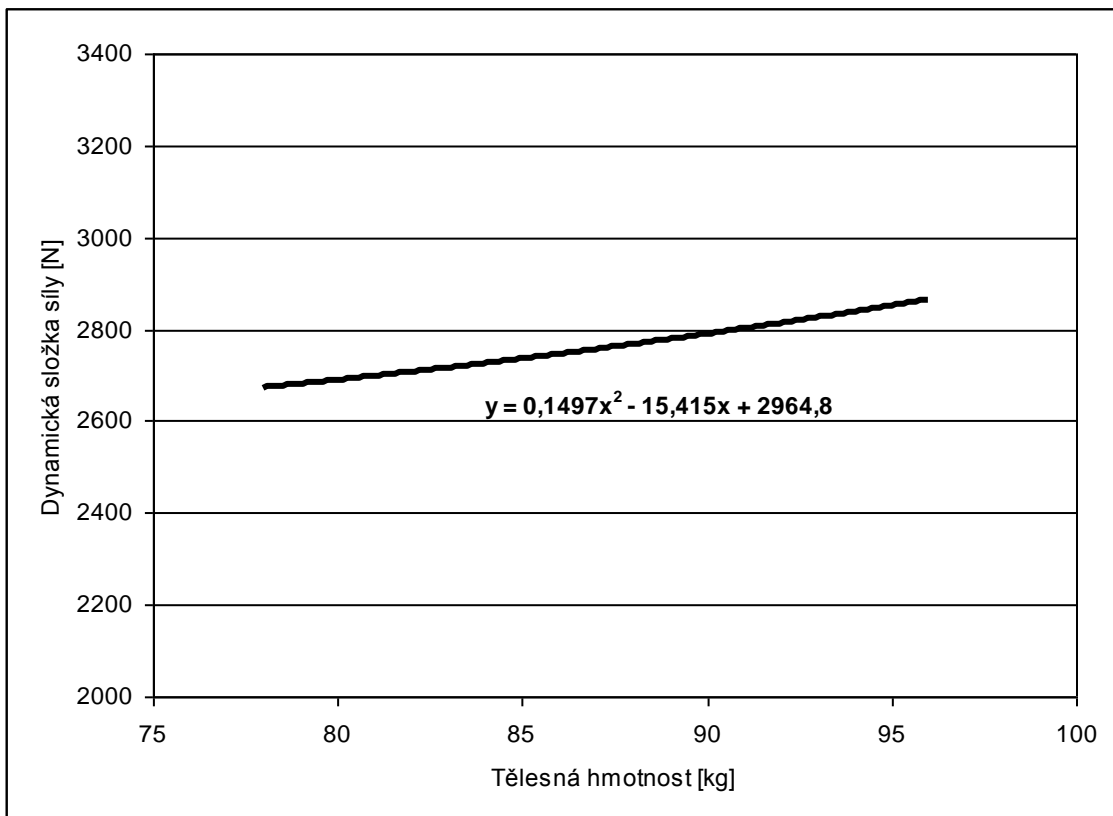
- y** - výška těžiště pískového závaží nad podložkou v okamžiku úderu
- x** - vzdálenost dopadu těžiště od svislice pádu v okamžiku dopadu závaží na podložku
- F** - dynamická složka síly

Jen pro příklad uvádíme hodnoty pro vysoce trénované sportovce

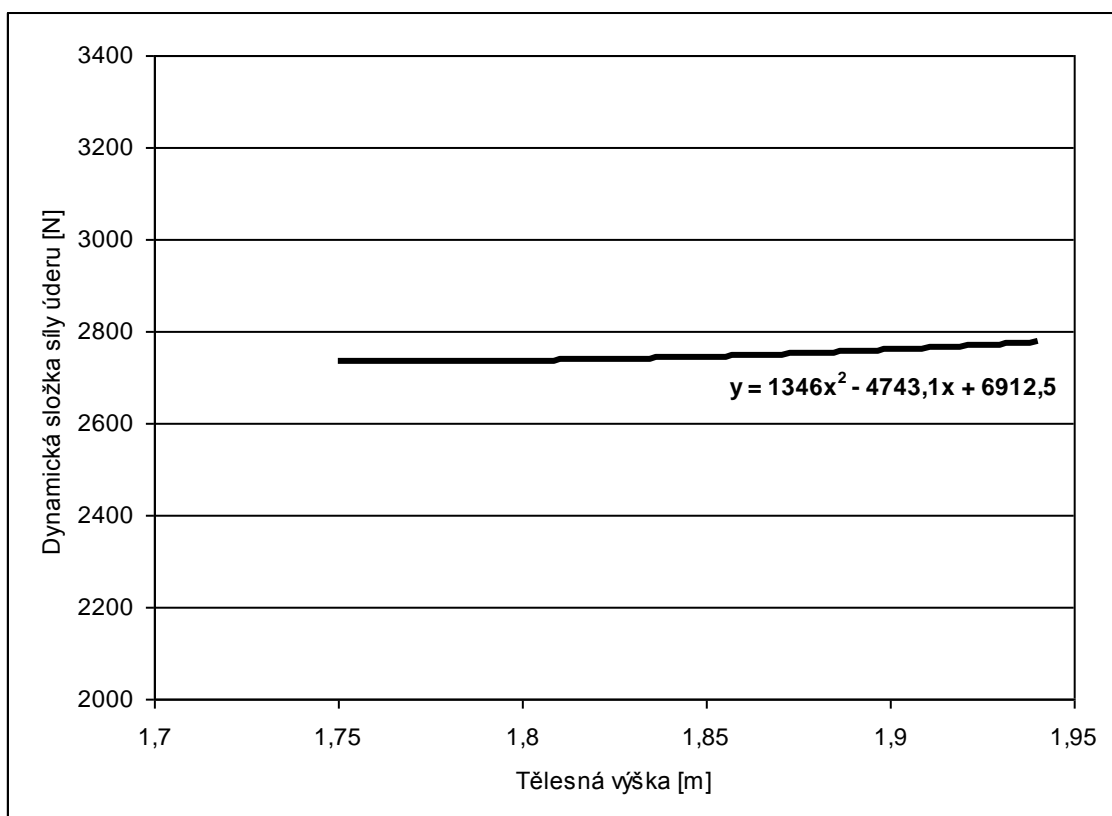
Tab. 1 Skupina 1 – vysoce trénovaní jedinci

Poř. č.	Těl. výška [m]	Těl. hmotnost [kg]	x [m]	y [m]	F [N]
1	1,82	96	1,40	3,50	3276
2	1,80	90	1,50	3,45	3119
3	1,94	84	1,60	3,30	2889
4	1,78	96	1,38	3,05	2875
5	1,75	81	1,50	3,12	2821
6	1,86	95	1,60	3,17	2775
7	1,83	84	1,62	3,10	2697
8	1,86	95	1,45	2,90	2667
9	1,86	94	1,50	2,90	2622
10	1,75	80	1,46	2,85	2612
11	1,75	78	1,45	2,70	2483
12	1,85	80	1,50	2,70	2841
13	1,83	90	1,55	2,67	2375

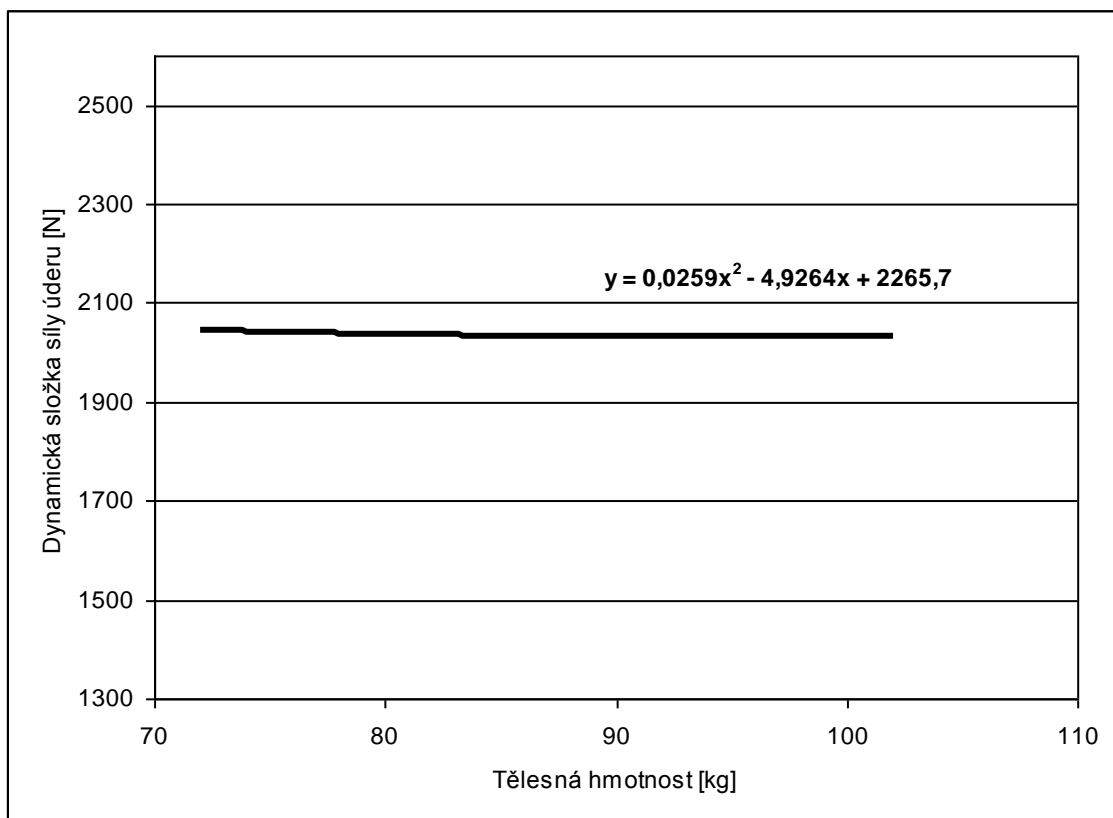
V následujících grafech je znázorněn průběh závislosti velikosti úderné síly na tělesné hmotnosti, tělesné výšce a stupni trénovanosti.



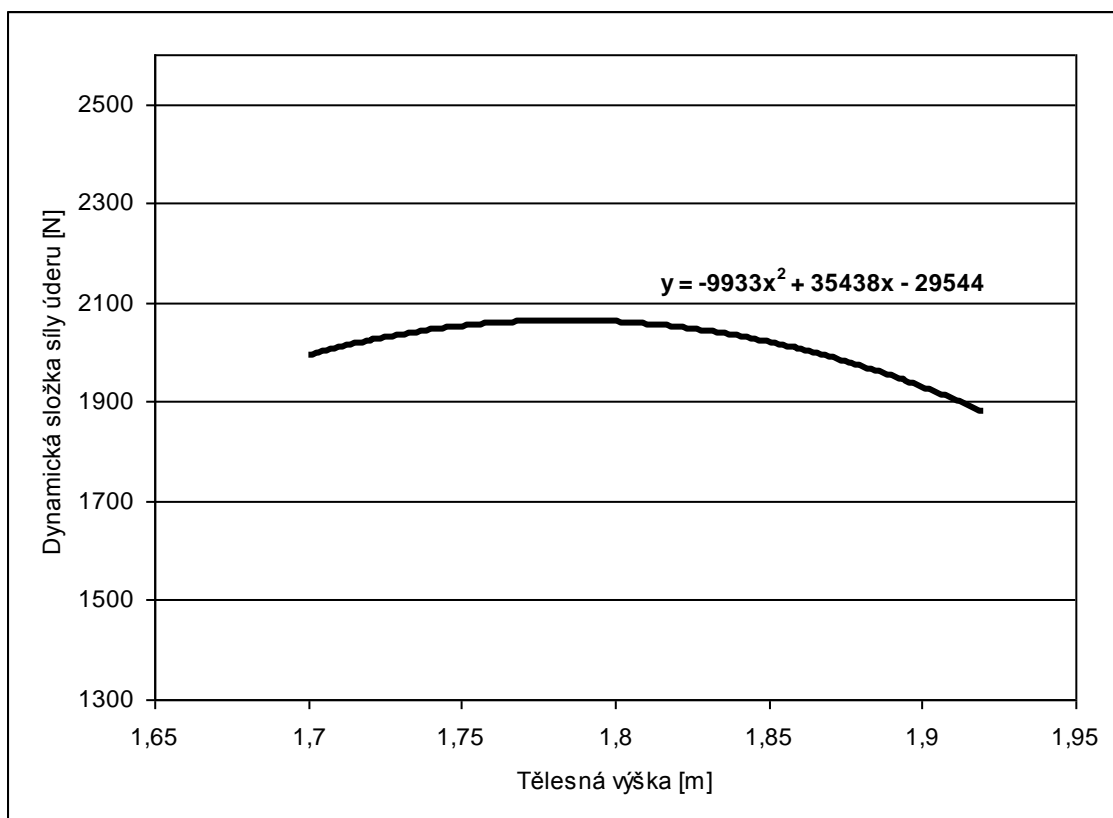
Obr. 3 Závislost síly úderu na tělesné hmotnosti – vysoce trénovaní



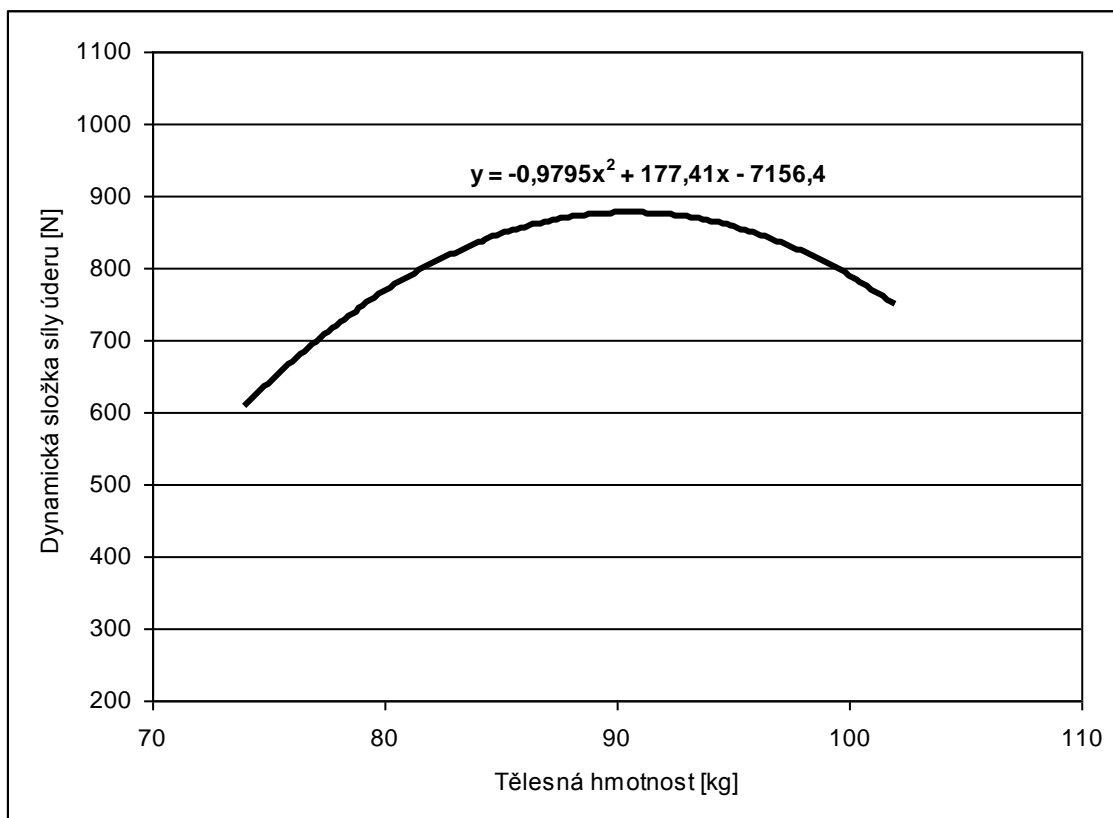
Obr. 4 Závislost síly úderu na tělesné výšce – vysoce trénovaní



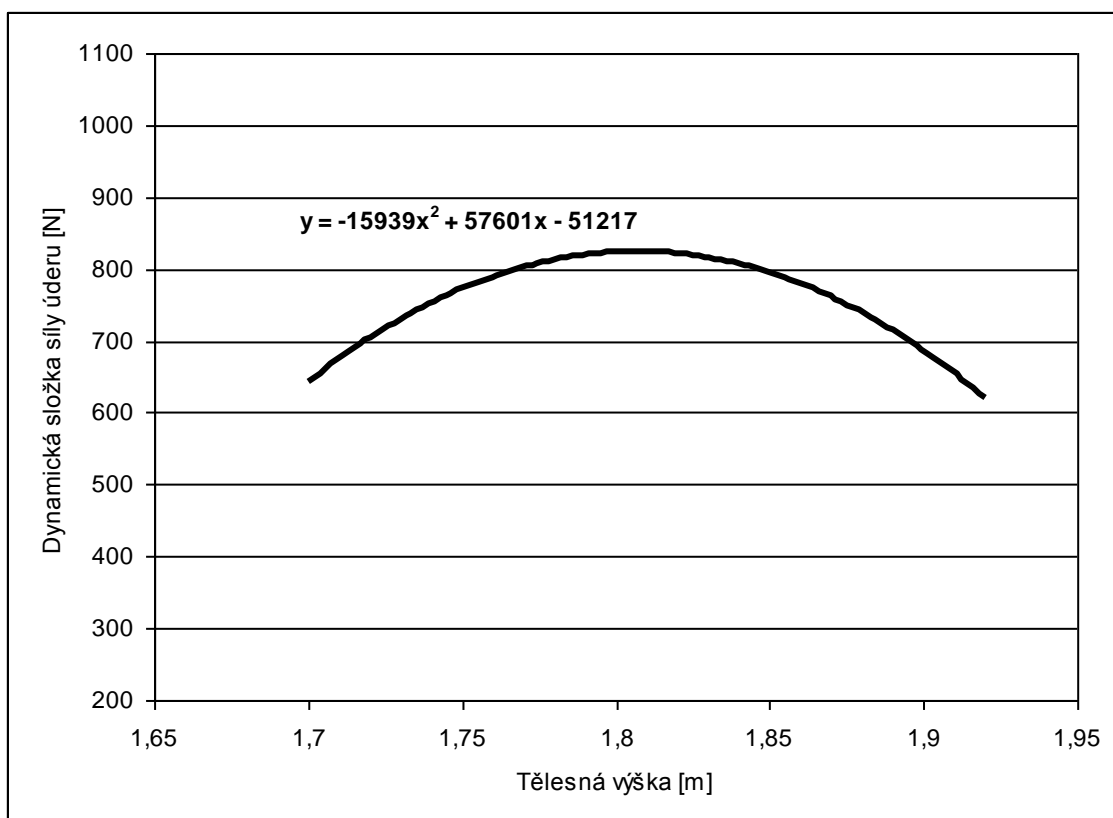
Obr. 5 Závislost síly úderu na tělesné hmotnosti – středně trénovaní



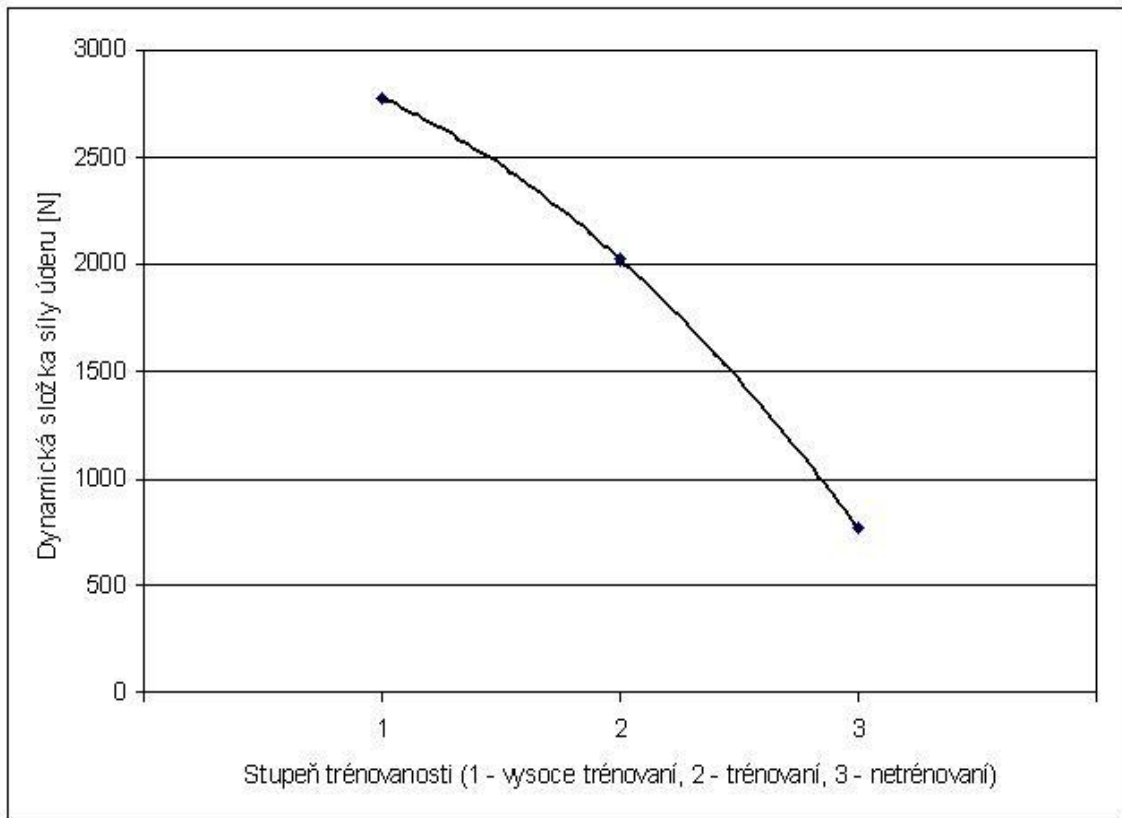
Obr. 6 Závislost síly úderu na tělesné výšce – středně trénovaní



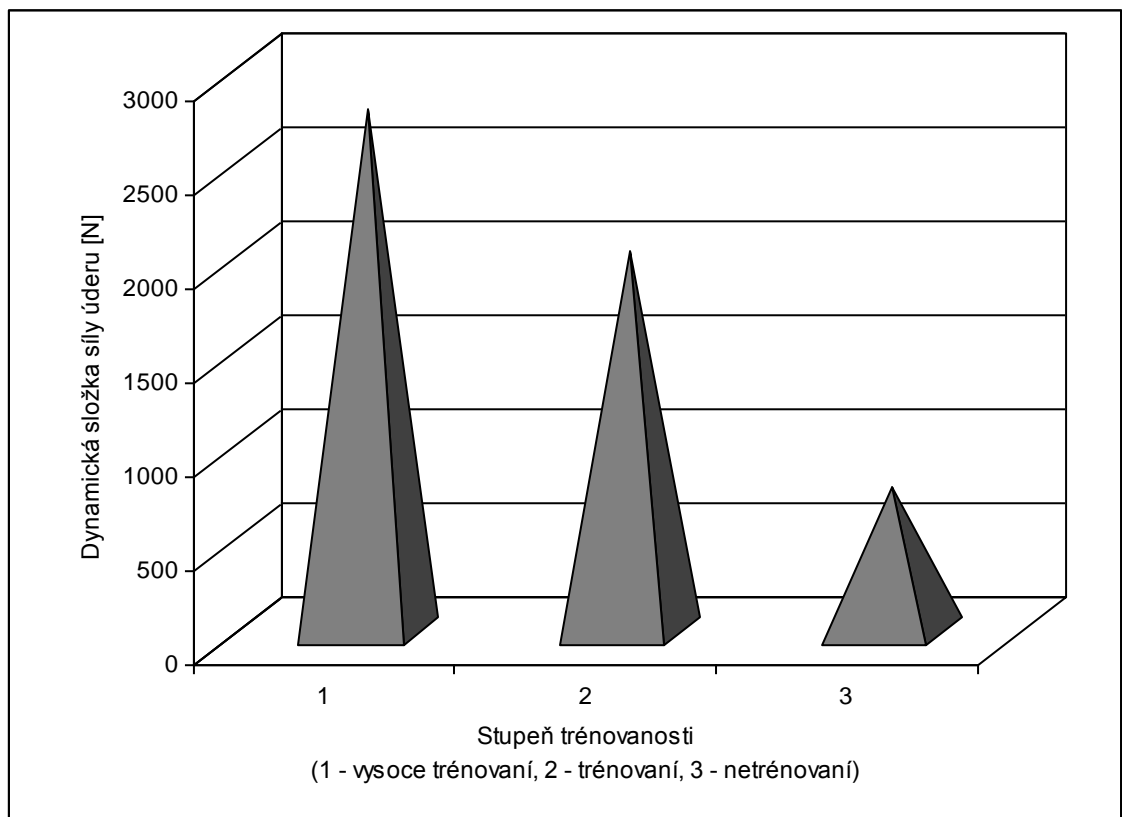
Obr. 7 Závislost síly úderu na tělesné hmotnosti – netrénovaní



Obr. 8 Závislost síly úderu na tělesné výšce – netrénovaní



Obr. 9 Závislost síly úderu na stupni trénovanosti



Obr. 10 Závislost síly úderu na stupni trénovanosti

Z výše uvedených tabulek a grafů plyne, že ani u jedné ze sledovaných skupin nehraje ve vztahu k velikosti úderné síly tělesná výška (obr. 5, 7, 9) ani tělesná hmotnost (obr. 6, 8, 10) pokusných osob významnou roli.

Naopak z grafů na obr. 11 a 12 je zřejmé, že dynamická složka síly přímého úderu, direktu vedeného ze zadní ruky a střehového postavení tzv. silnou paží, je značně závislá na stupni trénovanosti dané pokusné osoby.

Průměrná hodnota velikosti dynamické složky úderné síly pro jednotlivé sledované skupiny je následující:

1	vysoce trénovaní	2774 N
2	trénovaní	2024 N
3	netrénovaní	765 N

Závěr

Významnou aplikací forenzní biomechaniky je posouzení mechanického extrémního dynamického zatěžování organismu. Jedná se většinou o situace, kdy útočník napadne oběť úderem pěstí, holí nebo jiným pevným předmětem. Nejčastěji je útok směřován na hlavu oběti. V případě těchto biomechanických analýz se jedná o posouzení skutečnosti, zda napadená osoba zemřela ihned nebo nějaký čas přežívala a teoreticky by bylo možné ji zachránit. Principiálně je třeba stanovit a kvantifikovat hranici důležitou pro přežití při mechanickém extrémním zatížení hlavy oběti. Podle literární analýzy lze zjištěné výsledky formulovat do následujících závěrů:

1. Predikovat velikost sil a tlaků při extrémním dynamickém zatížení organismu je v současné době možné jen na základě použití integrální rovnice vyjadřující GSI. Pro výpočet potřebného indexu je nutné znát velikost zrychlení pohybujícího se tělesa v destrukčním čase při úderu a deformaci lebky. Zjištěný index GSI pak orientačně informuje o možnosti smrtelného úderu. Zda oběť mohla nějaký čas přežít nebo zda byl úder smrtelný. Jak ukázala literární komparace a analýza experimentálních údajů je integrální funkce GSI zatím jediná možnost, jak kvantifikovat a posoudit úderné působení na hlavu oběti.
2. Na traumatickém poškození lebky se podílejí tyto faktory:

- velikost síly úderného předmětu, tedy kinematické faktory úderu (rychlost, gradient zrychlení - záporné zrychlení, zpoždění, hmotnost úderného předmětu)
- tvar a rozměr úderné plochy, případně velikost kinetické energie na plochu průřezu úderného předmětu
- tloušťka kosti lebky
- místo na lebce kam je úder směřován – údery vedené do přední obličejové části způsobují snáze zlomeninu lebky
- destrukční čas úderu, který je dán mechanickými vlastnostmi dopadové plochy

Dle literárních údajů lze jednoznačně konstatovat, že velikost úderné síly není přímo úměrná druhu a rozsahu poškození lebky. Údery do temenní části hlavy někdy odolají i značné úderné síle.

3. Podstatné pro studium tolerance organismu na dynamické situace je sledování vztahů mezi mechanickými podněty a reakcemi organismu na různě zvolené rozlišovací úrovni daného systému či subsystému, který se pak stává systémem. Pro posouzení dynamického zatížení organismu má význam zejména zjištění mechanických dat:

- rychlost a zrychlení, jimž byly vystaveny tkáně (orgány, orgánové soustavy a organismus jako celek)
- gradient zrychlení, tj. rychlost zrychlení
- lokalizace, velikost a směr sil působících na organismus, případně síly vznikající uvnitř sledovaného organismu
- vzniklá napětí v závislosti na dráze (práce, energie) a v závislosti na čase (impulsy sil, hybnost)

4. Vstupní parametry nutné pro objektivní výpočet úderné síly při úderu do hlavy jsou:

- hmotnost a tělesná výška útočníka
- hmotnost předmětu
- rozměry předmětu, tyče, umístění těžiště, moment setrvačnosti
- dopadová rychlost paže se zátěží nebo bez zátěže na hlavu
- místo úchopu (držení) tyče – úderného předmětu
- nález biologických stop, vlasů, krve atd. na úderném předmětu

- poloha těla a postoj útočníka v okamžiku úderu
- rozměry okolního prostoru, možnost rozmáchnutí
- přesný popis traumatického poškození kostí lebky, charakter traumatu
- tloušťka kosti lebky a velikost úderné plochy.

Na základě vlastní experimentální práce můžeme konstatovat následující:

- nebyla prokázána výrazná závislost velikosti dynamické složky síly úderu na tělesné hmotnosti
- nebyla prokázána výrazná závislost velikosti dynamické složky síly úderu na tělesné výšce
- je možno konstatovat značnou závislost velikosti dynamické složky síly úderu na stupni trénovanosti pokusné osoby
- průměrná hodnota velikosti dynamické složky úderné síly pro jednotlivé sledované skupiny je následující:

1 vysoce trénovaní	2774 N
2trénovaní	2024 N
3netrénovaní	765 N

Interval – doplnit

Námi navržená a použitá metodika měření velikosti dynamické složky úderné síly přímého úderu, direktu vedeného ze zadní ruky a střežového postavení tzv. silnou paží, umožňuje při nevelkých nákladech zjistit kýženou hodnotu. Uvedené výpočty dovolují přesný výpočet ve znalecké činnosti, zejména při hodnocení extrémního dynamického zatížení organismu při násilných trestných činech.

Literatura

1. BRADÁČ, A. a kol.: Soudní inženýrství. Brno: CERM, 1999.
2. GADD,C,W.: Use of weighted impulse criterion for estimating injury hazard. In: Proc. Tenth Stapp Car Crash Conf., New York: Soc.Auto Engrs., 195, 1966.
3. HICKLING,R.-WENNER,M.L.: Mathematical model of a head subjected to an axissymmetric impact. J.Biomechanics, vol.6, n.2, 1973.

4. KAPUSTIN,A.V.: Ob ekspertnoj ocenske sily udarov tupymi tvrdymi predmetami. Sudebno-medicinskaja ekspertiza, 1, 1999.
5. KARAS, V.-STRAUS, J.: Tolerance organismu člověka na některé extrémní dynamické situace. In: Biomechanika člověka 96, 6. Národní konference, Tichonice: ÚTAM AV, 1996, s. 97-100.
6. KORSAKOV, S, A.: Biomechanics in forensic medicine. Vestn-Ross-Akad-Med-Nauk. 1995(10), s. 55-59.
7. MOGUTOV,S.V.: Sudebno-medicenskija ocenka povrežděnij kostěj čerepa sferičenskimi predmetami. Sudebno-medicenskija ekspertiza, 2, 1984.
8. NOVÁK, J.-ŠPIČKA, I.: Tvrdý úder v sebeobraně MS-1. II. Díl., Praha: TJ Elektrofakulta, 1983.
9. NOVÁK,J.-SKOUPÝ,O.-ŠPIČKA,I.: Sebeobrana a zákon, Praha: KLAVIS, 1991.
10. OUŘADA, R.: Dynamické aspekty biomechaniky úderu. Diplomová práce (vedoucí Straus, J.), Praha: PA ČR, 2004.
11. PATRICK,L.M.: Head impact protection. Toronto: J.B.Lippicot co, 1966.
12. ROMODANOVSKIJ,O.A.: Biomechanika pervičnych povrežděnij golovnogo mozga při čerepno-mozgovej travme. Sudebno-medicinskaja expertiza, 1, 1994.
13. STAPP,J.P.: Human and chimpanzee tolerance to linear decelerative force. Ohio: Wriqht Air Development Center, 1952.

SOUHRN

V článku jsou analyzovány jednotlivé experimentální možnosti zjištění síly úderu. Autor provedl standardní měření na vzorku osob a uvádí hodnoty vypočtených dynamických složek úderné síly pro přímý úder. Velikost síly vztahuje k tělesné výšce, hmotnosti a stupni trénovanosti osoby. Výsledky jednoznačně ukazují na vysokou korelační vazbu určení dynamické síly ve vztahu ke stupni trénovanosti osoby a technice provedení. Sportovci s dobrou technikou vyvinuli nejvyšší hodnoty úderné síly, která přesahovala 3000 N.