

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DISERTAČNÍ PRÁCE

**2023**

**Václav Beránek**

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Objektivizace hodnocení dynamiky úderových prostředků  
sebeobrany**

Disertační práce

Vedoucí disertační práce:

**doc. PhDr. Petr Šťastný, Ph.D.**

Vypracoval:

**Mgr. et Mgr. Václav Beránek**

Praha, duben 2023

Prohlašuji, že jsem předloženou disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 1. dubna 2023

Mgr. et Mgr. Václav Beránek

## **Evidenční list**

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertační práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---



## **Poděkování**

Děkuji doc. PhDr. Petru Šťastnému, Ph.D., Ing. Vítovi Nováčkovi, Ph.D. a prof. Ing. Vladimíru Zemanovi, DrSc.

## **Abstrakt**

**Název:** Objektivizace hodnocení dynamiky úderových prostředků sebeobrany

**Úvod:** Údery horní končetinou představují klíčové prostředky pro systém sebeobrany. Doposud nejsou hodnocené jejich mechanické vlastnosti pro širší skupinu úderů bez ochranných prostředků s uplatněním v tréninkové přípravě, v hodnocení rizik zranění, ve forenzní biomechanice a lékařském právu.

**Cíle:** Cílem této práce je sestavit a objektivizovat hodnocení dynamiky širší skupiny úderů horní končetinou pomocí upřesnění velikosti kontaktní plochy a popisu tlumících vlastností pěny detekční aparatury. Cílem je hodnotit impaktní sílu, pravděpodobnost přesažení prahové hodnoty pro zlomeninu kostní tkáň, impuls, velikost úderových ploch a tlak pro tři techniky úderu, obě pohlaví a dvě úrovně zkušeností.

**Metody:** Práce se skládá ze tří projektů. Dva kvazi experimenty absolvovalo 169 probandů, mužů a žen, úrovně zkušeností začátečník, pokročilý ( $n = 169$ , výška  $177,8 \pm 9,0$ ; hmotnost  $81,6 \pm 17,8$ ; věk  $27,3 \pm 8,1$ ) v rámci jednoho období. Probandi byli měřeni na dvou aparaturách (Kistler, Podokam), kde došlo k záznamu časového průběhu impaktní síly úderu a k fotografickému záznamu tří segmentů horní končetiny. Probandi provedli 3 techniky úderu, celkem 15 pohybových akcí a 9 statických simulací. V rámci třetího experimentu došlo k testování tlumicí pěny pádovou zkouškou (126 testů), která byla součástí měřicí aparatury pro popis síly úderu.

**Výsledky:** Kruskalův-Wallisův test a Wilcoxonův rank sum test ( $p < 0,01$ ) poukázal na nejvyšší dosažené skóre v síle v pořadí loket, úder dlaní, úder zatáhou pěstí pro úroveň zkušeností pokročilí. Muži začátečníci nepotvrdili statisticky významný rozdíl mezi technikou loktem, dlaní a ženy začátečnice naopak poukázaly na opačné pořadí techniky dlaní a loktem. Nejvyšší pravděpodobnost pro přesažení hodnoty 5,1 kN (vysoké riziko zlomeniny) potvrdila technika loktem u mužů (25%). Hodnoty tlaku byly analyzované do 50 MPa pro loket a do 10 MPa pro zbylé dvě techniky. Popis tlumících charakteristik pěny umožnil doporučení pro budoucí experimenty včetně rekalkulace hodnoty tlumené síly úderu na hodnotu netlumené síly, což představuje východiska pro výpočtové modely rizik zranění na lidské lebce.

**Klíčová slova:** úder, pěst, dlaň, loket, horní končetina, dynamika, sebeobrana, zranění, experiment

## **Abstract**

**Title:** The objectivization of evaluation of the dynamics of self-defense instruments

**Introduction:** Strikes by the upper limb are key tools for the self-defense system. So far, mechanical properties have not been evaluated for a wider group of strikes without protective equipment with applications in training, injury risk assessment, forensic biomechanics and medical law.

**Objectives:** The aim of this work is to compile and objectify the evaluation of the dynamics of a wider group of strikes by the upper limb by specifying the size of the contact area and describing the damping properties of the foam of the detection apparatus. The aim is to evaluate the impact force, the probability of exceeding the bone tissue fracture threshold, the impulse, the size of the impact surfaces and the pressure for three impact techniques, both sexes and two experience levels.

**Methods:** The work consists of three projects. Two quasi-experiments were completed by 169 probands, men and women, experience levels beginner, advanced ( $n = 169$ , height  $177.8 \pm 9.0$ ; weight  $81.6 \pm 17.8$ ; age  $27.3 \pm 8.1$ ) within one period. Probands were measured on two devices (Kistler, Podokam), where the time, impact force of the blow was recorded and three segments of the upper limb were photographed. Probands performed 3 striking techniques, a total of 15 movement actions and 9 static simulations. The third experiment tested the cushioning foam with a drop test (126 tests), which was part of the measuring apparatus for describing the impact force.

**Results:** The Kruskal-Wallis test and the Wilcoxon rank sum test ( $p < 0.01$ ) indicated the highest achieved F score in the order of elbows, palm strike, and clenched fist strike for the advanced level of experience. Male beginners did not confirm a statistically significant difference between elbow and palm techniques, while female beginners, on the contrary, pointed to the opposite order of palm and elbow techniques. The highest probability for exceeding the value of 5.1 kN (high risk of fracture) was confirmed by the elbow technique in men (25%). Pressure values were analyzed up to 50 MPa for the elbow and up to 10 MPa for the other two techniques. The description of the damping characteristics of the foam enabled recommendations for future experiments including the recalculation of the value of the damped impact force to the value of the undamped force, which represents points for computational models of injury risks on the human skull.

**Keywords:** punch, fist, palm, elbow, upper limb, dynamics, self-defense, injury, experiment

## Seznam použitých zkratk

a – zrychlení

amax – maximální zrychlení

amean – průměrné zrychlení

BMI – Body mass index

C – coulomb

COP – centrum tlaku, působíště vektoru reakčních sil podložky (Center of Pressure)

D – úder zaťatou pěstí po přímce (Direct)

Deska – silová, piezoelektrická platforma

E – energie (v Příloze č. 1)

$E_p$  - energie potencionální

$E_e$  - energie elastická

$E_{ref}$  - energie referenční

E – úder loktem po přímce (Elbow Strike)

EMG - elektromyografie

F – síla

f – frekvence

$F_r$  – redukováaná hodnota síly

$F_n$  – neredukovaná hodnota síly

$F_{peak}$  – maximální impaktní síla

$F_{mean}$  – průměrná impaktní síla

Hz – hertz

I – impulz

J – joule

kN – kilonewton

K – kelvin

kg – kilogram

l – délka

m – metr

MPa – megapascal

m – hmotnost

ml – mililitr

N – newton

P – hybnost (v Příloze č. 1)

p – tlak

P – úder otevřenou dlaní po přímce (Palm Strike)

Pa – pascal

R – korelační koeficient

RV – způsob organizace výjezdových skupin, setkání dvou typů výjezdových skupin

RZP – rychlá zdravotnická pomoc

RLP – rychlá lékařská pomoc

Q – elektrický náboj

s – sekunda

t – čas

v – rychlost

v<sub>max</sub> – maximální rychlost

v<sub>mean</sub> – průměrná rychlost

W – výkon, watt

ZZS – Zdravotnická záchranná služba

# Obsah

Úvod.....	13
1. Teoretická východiska práce a syntéza poznatků .....	15
1.1 Hodnocení fyzikálních charakteristik úderu horní končetinou.....	15
1.1.1 Síla jako dominantní parametr úderu.....	15
1.1.2 Metoda zjištění síly úderu.....	16
1.1.3 Fyzikální principy v hodnocení úderu .....	18
1.1.4 Fyzikální veličiny a jednotky v hodnocení fyzikálních charakteristik úderu.....	20
1.1.5 Designy zjišťování síly úderu v historickém kontextu .....	21
1.1.6 Designy zjišťování síly úderu v kontextu experimentů současnosti .....	24
1.1.7 Shrnutí a limity dosavadního poznání .....	33
1.2 Technický prostředek úderu v systému profesní sebeobraný .....	35
1.2.1 Systém sebeobraný .....	35
1.2.2 Systém profesní sebeobraný pro zdravotnickou záchrannou službu .....	38
1.2.3 Technický prostředek úderu .....	40
1.2.4 Detail pohybové akce úderu .....	40
1.3 Anatomie úderu v segmentech horní končetiny .....	42
1.3.1 Kostí horní končetiny .....	42
1.3.2. Klouby horní končetiny .....	46
1.3.3 Kineziologický význam ramenního kloubu.....	47
1.3.4 Kineziologický význam loketního kloubu.....	47
1.3.5 Kineziologický význam ruky a palce .....	48
1.3.6 Svaly horní končetiny.....	49
1.3.7 Sled pohybových akcí vybraných úderů v segmentech horní končetiny.....	50
2. Cíle, úkoly práce a hypotézy .....	52
2.1 Cíle práce.....	52
2.1.1 Hlavní cíl.....	52
2.1.2 Vedlejší cíle .....	52
2.2 Úkoly práce .....	52
3. Experimentální kroky disertačního projektu .....	55
3.1 Kvantitativní analýza síly a rychlosti úderu .....	56
3.1.1 Shrnutí .....	57

3.2	Experimentální testování designu nepřímého zjištění síly .....	58
3.2.1	Shrnutí .....	61
3.3	Experimentální testování designu přímého zjištění síly .....	61
3.3.1	Shrnutí .....	65
3.4	Experimentální měření velikosti kontaktních ploch na platformě Podokam .....	65
3.4.1	Shrnutí .....	68
3.5	Hodnocení útlumu pěny Trocelen pádovou zkouškou .....	68
3.5.1	Shrnutí .....	76
4.	Metodika práce .....	78
4.1	Experimentální přiblížení k problému .....	78
4.2	Charakteristika výzkumného souboru .....	78
4.3	Použité metody .....	80
4.3.1	Specifikace platformy silová deska .....	81
4.3.2	Specifikace platformy Podocam .....	84
4.4	Protokol sběru dat .....	86
4.5	Zpracování základních dat .....	88
4.5.1	Zpracování dynamiky úderu .....	88
4.5.2	Zpracování dat pro zjištění kontaktní plochy .....	90
4.6	Statistické zpracování .....	92
4.6.1	Deskriptivní popis dat, normalita dat .....	92
4.6.2	Vztahová analýza měřených dat .....	92
4.6.3	Normalita dat a testování hypotéz .....	92
5.	Výsledky .....	94
5.1	Výsledky pro pořadí hodnoty síly úderů v závislosti na pohlaví a úrovni zkušeností 94	
5.2	Výsledky pro hodnoty impulsu .....	99
5.3	Výsledky pravděpodobnosti pro přesažení hodnoty 5,1 kN .....	103
5.4	Výsledky přepočteného tlaku pod úderovými plochami horní končetiny .....	105
5.4.1	Výsledky pro hodnoty úderových ploch .....	105
5.4.2	Výsledky pro hodnoty přepočteného tlaku pod úderovou plochou .....	110
5.5	Vyhodnocení hypotéz .....	114
5.5.1	Hypotéza 1 .....	114
5.5.2	Hypotéza 2 .....	116
6.	Diskuze .....	117

6.1	Hodnocení pořadí síly úderů v závislosti na dosažené úrovni zkušeností.....	117
6.1.1	Úder loktem .....	118
6.1.2	Úder dlaní .....	119
6.1.3	Úder zařatou pěstí .....	120
6.1.4	Hodnocení netlumené síly úderu .....	121
6.2	Hodnocení impulsu síly .....	122
6.3	Hodnocení pravděpodobnosti pro překonání hodnoty 5,1 kN.....	124
6.4	Hodnocení přepočteného tlaku pod úderovými plochami .....	125
6.4.1	Hodnocení úderových ploch.....	125
6.4.2	Hodnocení přepočteného tlaku .....	128
6.5	Kvalitativní komparace výsledků s předchozími experimenty.....	129
6.5.1	Komparace podle fyzikální jednotky.....	130
6.5.2	Komparace podle dostupnosti reportů.....	131
6.5.3	Komparace podle shody v provedení pohybové akce .....	132
6.5.4	Komparace podle úrovně zkušeností a sledovaného počtu probandů .....	134
6.5.5	Komparace podle designu zjištění síly .....	135
6.5.6	Shrnutí kvalitativní komparace.....	136
6.5.7	Limity studie.....	139
7.	Závěr.....	144
8.	Seznam bibliografických zdrojů.....	148
9.	Seznam obrázků, tabulek a schémat.....	160
10.	Přílohy .....	163



## Úvod

Úderové prostředky lze definovat jako pohybové akce, které jsou vedené horní končetinou a beze zbraně. Tyto prostředky lze rozdělit podle způsobu provedení na techniky, jejichž smyslem je zasáhnout cíl z určité vzdálenosti a vyvolat silovou interakci. Následkem je řada efektů, jako je destabilizace postoje oponenta, narušení jeho vlastní pohybové akce vlivem třetího Newtonova zákona akce a reakce, ovlivnění jeho kognitivních možností nebo také vyvolání bolesti aj.

Zásah cíle znamená srážku dvou tělesných segmentů, které patří sportovcům v rámci systémů bojových sportů, nebo účastníkům sebeobránného konfliktu v rámci systémů sebeobrany. Pro obě skupiny platí, že samotná pohybová akce úderu zastává dominantní, klíčovou pozici a vychází ze shodné biomechanické konstrukce. Ta čerpá zejména z anatomické preference horní končetiny pro běžné denní činnosti, z širokého rozsahu možností provedení úderu nebo také ze schopnosti zasáhnout cíl za krátký čas, z různé vzdálenosti a v určité intenzitě.

V užším pohledu, především v taktickém, se již ale cíle a úkoly sebeobrany a sportu rozcházejí. Taktický kouč připravuje obránce na to, jak předejít konfliktu s útočníkem, jak fyzicky deescalovat jeho agresi a jak zmírnit negativní následky po konfliktu. Na rozdíl od bojového sportu, který připravuje svěřence na maximální výkon v rámci pravidel, taktický kouč musí ve výcviku úzce vycházet z právního rámce, zejména z otázky přiměřenosti obranných akcí. Zejména u sebeobrany profesní, do které spadá i systém profesní sebeobrany pro Zdravotnickou záchrannou službu, je důležité věnovat zvýšenou pozornost skladbě technik s ohledem na jejich možný potenciál pro zranění útočníka.

Znalost fyzikálních, mechanických vlastností úderových prostředků umožňuje hodnotit potenciál zranění. Předchozí experimenty hodnotily fyzikální vlastnosti a parametry úderů, jako je rychlost, zrychlení, frekvence, přesnost nebo také reakční doby. Pro hodnocení potenciálu zranění je ale klíčová dynamika úderového prostředku. Ta umožňuje porovnání maximální, průměrné síly a jejího průběhu v čase (impuls), ale otevírá také další možnosti pro výpočet tlaku a pravděpodobnosti přesažení prahových hodnot síly ve spojení s vlastnostmi lidských tkání.

Takové výsledky jsou aktuální pro oblast forensní biomechaniky, lékařského práva, ale především pro vybrané systémy bojových sportů a zejména pro taktické kouče v rámci systémů sebeobrany. Zde jsou rizika zranění podrobně sledována s ohledem na legislativní rámec konfliktu, ale také proto, že k aplikaci úderových prostředků dochází bez jakékoliv ochrany. To přináší další potřebu informací zejména pro výcvik zdravotnického personálu. Zde je sledovanou podmínkou předejít zranění pacienta, který je také nejčastějším iniciátorem konfliktu.

Předchozí experimenty využily různé přístupy pro zjištění síly úderů, ale s velmi vyhraněnou preferencí na oblast bojových sportů. Zde dominuje technika úderu zařatou pěstí (direkt) s ochrannými rukavicemi. Analýza výsledků ukazuje, že chybí vhodný hodnotící postup, kterým je možné popsat širší portfolio úderů bez ochranných rukavic pro následnou komparaci. Proto, cílem práce je sestavit a objektivizovat hodnocení dynamiky tří typů úderů horní končetinou bez ochranných rukavic (na krátkou i dlouhou vzdálenost) pomocí upřesnění velikosti kontaktní plochy a popisu tlumících vlastností pěny detekční aparatury.

# 1. Teoretická východiska práce a syntéza poznatků

## 1.1 Hodnocení fyzikálních charakteristik úderu horní končetinou

Dostupná vědecká literatura označuje úderové prostředky horní končetinou za klíčové komponenty bojových systémů a pro kvantitativní hodnocení využívá jejich fyzikální charakteristiky v podobě hodnot fyzikálních veličin. To umožňuje jejich porovnání, selekci nejúčinnějších úderů pro maximalizaci výkonu, nebo hodnocení rizik zranění v bojové soutěži, v sebeobraně.

### 1.1.1 Síla jako dominantní parametr úderu

Za parametry úderu lze považovat jeho trajektorii, přesnost, rychlost, zrychlení (Beranek et al., 2020a; Beránek et al., 2020b; Zayed & Aly, 2018), načasování, frekvenci nebo také ztuhnutí úderového segmentu (Pedzich et al., 2006). Pro efektivitu úderu je ale klíčová dynamika dopadu úderu (Bingul et al., 2017; Chaabène et al., 2014). Na pozadí potřebné ideální synchronizace jednotlivých segmentů těla, síla je označována jako hlavní determinanta vítězství ze všech měřených veličin (Lenetsky et al., 2015; Pierce et al., 2006). Tato impaktní síla pod úderovou plochou v cíli je produktem vysoké hmotnosti a rychlosti těsně před nárazem (Beranek, 2020a; Feld et al., 1979). Rychlost je podmiňujícím faktorem impaktní síly (Dinu & Louis, 2020; Neto et al., 2008, Neto et al., 2012) a rychlosti úderového segmentu ruky s impaktní silou korelují (Mack et al., 2010). Síla působí po dopadu úderu v krátkém časovém okamžiku, který je definován různými autory do 50 ms (Potvin et al., 2000: 50 ms; Nakayama, 1966: 10 ms; Svoboda et al., 2016: 10 ms; Walilko et al., 2005: 11,4 ms; Menzel & Potthast, 2021: 25,5 ms) s dobou do maxima  $5,08 \pm 0,57$  ms (Potvin et al., 2000).

Dostupná vědecká literatura označuje veličinu impaktní síly úderu jako jeden z diferenciačních faktorů mezi úrovněmi úpolových sportovců, kde elitní boxeři prokázali vyšší hodnoty průměrné síly úderu (průměrná reaktivní síla,  $F_{\text{mean}}$ ) a maximální síly (maximální reaktivní síla,  $F_{\text{max}}$ ), než začátečníci. Rovněž vítězové boxerských zápasů dosahovali vyšší průměrné síly, než jejich poražení soupeři (Pierce et al., 2006). Ve srovnání s přesností a zejména s rychlostí úderu (Lenetsky et al., 2013; Pierce et al., 2006; Smith et al., 2000), která může poskytnout výhodu proti pomalejší obranné reakci (0,1 s proti 0,2 – 0,4 s dle Wasik et al., 2009), je  $F_{\text{mean}}$  identifikována jako rozhodující parametr pro dosažení vítězství v zápase

(Bingul et al., 2017).

Silová interakce úderu sehrává klíčovou úlohu v několika oblastech. Tou první je forensní biomechanika a lékařské právo, kde údery bez použití nástrojů představují běžný typ tělesného násilí (Adamec et al., 2021). Druhou oblastí jsou systémy bojového sportu, kde aktuální je hodnocení rizik zranění v bojových soutěžích s cílem preventivních intervencí směrem na atlety (Beránek et al., 2020b; Beranek et al., 2021b; Pierce et al., 2006). Rizika zranění jsou aktuální především v systémech sebeobrany (absence chráničů), a to zejména tam, kde obránce z hlediska jeho profese (systém profesní sebeobrany pro Zdravotnickou záchrannou službu) nesmí zranit útočníka (Beránek, 2021b). Třetí oblastí je identifikace talentů (Akbas et al., 2021) u bojových atletů, kde parametr síly může hrát důležitou úlohu v jejich hodnocení (Dinu & Louis, 2020). V neposlední řadě, síla úderu představuje důležitý prediktor výkonu spojený s úspěchem v bojové soutěži (Busko et al., 2018) a její hodnocení je často nepostradatelným parametrem pro potvrzení efektivitu specifických tréninkových programů (Bružas et al., 2018; Cheraghi et al., 2014).

### 1.1.2 Metoda zjištění síly úderu

Měřením lze kvantitativně porovnat sledované vlastnosti objektů (Zháněl et al., 2014), a společně s interpretací jeho výsledků představuje základ přírodních i technických věd (Meloun & Militký, 2004). Je hlavním způsobem získávání informací o stavu sledované veličiny a ve zjednodušeném pohledu je jeho účelem stanovení měřené veličiny (Meloun & Militký, 2004). Z důvodu toho, že probíhá na přístrojích s omezenou přesností a v jeho průběhu se vyskytuje řada nekonstantních podmínek včetně lidského faktoru subjektivity, žádné měření není úplně perfektní (Meloun & Militký, 2004).

Zkoumání fyzikálních charakteristik úderu je studiem pohybu lidského těla, který je mechanickým pohybem a lze jej popsat mechanickými veličinami. Využívá se kinematika pro popis pohybu bez ohledu na příčiny pohybu a dynamika k popisu sil z interakce těla a okolí. Ačkoliv oba přístupy umožňují studovat impaktní sílu, popis kinetické energie pohybujícího se tělesa tvoří fundamentální komponent bojových sportů (Diewald et al., 2022) a představuje přímou cestu k jejímu popisu formou reálných srážek dvou těles.

Protože se fyzikální veličina síly nedá měřit přímo, ale jen odvozovat z piezoelektrického principu (odvození elektrického proudu, napětí), nebo z mechanické odezvy při zatížení těles (odvození výchylky délky, úhlu), je v celé práci pojem „měření“ nahrazen pojmem „zjištění“. Existují různé přístupy ve zjištění síly, které jsou v této práci

rozděleny na dvě skupiny: „přímé“ a „nepřímé“. Za první, přímé zjištění síly nevyžaduje aplikovat 2. Newtonův zákon síly, zatímco nepřímé zjištění síly ano. Za druhé, přímé zjištění síly vyžaduje srážku dvou těles (dvou hmotných bodů), nepřímé zjištění síly může zvolit srážku v závislosti na konkrétním designu, ale také nemusí. Přímému zjištění síly odpovídají designy dynamiky: piezoelektrické, tenzometrické silové platformy a senzory, kde síla je odvozena v jednom kroku například na základě vygenerovaného elektrického náboje v reakci na mechanickou zátěž. Do označení „přímého“ zjištění síly jsou řazeny také designy popisující tlak v tekutině a také designy, které využívají princip lomové mechaniky, respektive porovnávají lomovou pevnost vzorků. Nepřímému zjištění síly odpovídají kinematické designy, nejčastěji s využitím akcelerometrů a obrazových záznamů.

Přímé designy zjišťují výsledek síly v jednom kroku. Nepřímé designy předpokládají dva kroky, respektive dvě měření v podobě zjištění parametru fyzikální veličiny hmotnosti a zrychlení. S jejich pomocí je síla vypočtena s pomocí 2. Newtonova pohybového zákona síly. Zajištění veličiny hmotnosti a zrychlení ale předpokládá kontrolu nežádoucích proměnných, zejména ve spojení s živými probandy. Jestliže je výsledkem každého měření náhodná veličina, která kromě informace obsahuje také chybu měření (Meloun & Militký, 2004), lze předpokládat vyšší riziko chyby v porovnání s designy „přímého“ zjištění síly. Každopádně v obou způsobech zjištění síly je třeba dostatečně zvážit princip měření a jeho fyzikální model, použité parametry a fyzikální konstanty v rámci Teoretické chyby, konstrukci měřicího přístroje v rámci Instrumentální chyby a metodiku stanovení výsledků měření v rámci Metodické chyby (Meloun & Militký, 2004).

Ke zjištění fyzikálního parametru úderu je zapotřebí metoda, jinak také principiální přístup k pozorovanému jevu, kde základním požadavkem algoritmu měření je reprodukovatelnost výsledku (Dvorský & Foukal, 2007). Měření je metodou, která má charakter specifického statistického procesu a která obsahuje krom jiných i postup vlastního měření, který je realizován prostřednictvím měřicích prostředků a přístrojů (Zháněl et al., 2014). Metodu lze určit podle stavu měřidla, podle stavu měřeného nebo podle postupu. Přímé metody zjištění síly umožňují stanovit hodnotu fyzikální veličiny síly přímo odečtem například na stupnici mechanického pružinového siloměru. U nepřímé metody se hodnota stanovuje na základě fyzikálního vztahu z hodnot jiných veličin (v tomto případě z veličiny hmotnosti a zrychlení), změřených jinou metodou (Reichl & Všeticka, 2022). Pakliže metoda poskytuje měřenou veličinu přímo v příslušné jednotce, jedná se o metodu absolutní. Metody relativní (srovnávací) porovnávají měřenou veličinu s danou známou hodnotou veličiny téhož druhu, s tzv. normálem (etalonem) (Reichl & Všeticka, 2022). Metody měření síly je možné rozlišovat

i podle toho, zda je hodnota měřené veličiny určena z klidového stavu měřidla (tzv. statické měření), nebo je založena na pohybových změnách měřicího zařízení – dynamické měření (Reichl & Všeticka, 2022).

Měřicí aparaturu pro zjištění síly úderu v rámci empirické části této práce je silová platforma využívající piezoelektrického jevu. Hodnota zjištěné veličiny je určena z jednoho zařízení, v jednotce Newton (metoda absolutní). Piezoelektrický princip ale vychází z lineárního vztahu elektrického náboje a zatěžující síly (kapitola 1.1.6.1), kde odvození by poukazovalo na metodu srovnávací. Operátor rovněž určuje výsledek bez pohybových změn silové desky (z pohledu stavu měřidla metoda statická), byť k pohybu dochází na molekulární úrovni uvnitř krystalu v rámci piezoelektrického jevu.

### 1.1.3 Fyzikální principy v hodnocení úderu

Úder se v reálném prostředí (trénink, soutěž, konflikt) odehrává v konfiguraci Newtonovské mechaniky (především 2. a 3. Pohybový zákon) a je určen kartézskými souřadnicemi a vektory v trojrozměrném prostoru.

Druhý Newtonův zákon síly: síla je rovna časové změně hybnosti, tj. součinu hmotnosti a rychlosti tělesa, za jednotku času.

Třetí Newtonův zákon akce a reakce: působí-li těleso 1 na těleso 2 silou  $F$ , pak působí druhé těleso na první silou  $F$ , která je stejně velká, ale má opačný smysl (akce se rovná reakci) (Gasha & Pflanz, 2008; Štoll et al., 2017).

#### 1.1.3.1 Zjištění síly úderu dynamikou

Úder zde představuje ráz, náraz dvou těles ve velmi krátkém čase, kde jedno těleso se pohybuje určitou rychlostí (segment lidského těla, respektive horní končetina), druhé těleso je v klidu (měřicí platforma). Tento fyzikální model dvou těles má konečný rozměr. Tělesa mají mechanické vlastnosti. Pro potřeby odvození zatěžující síly je potřebná hodnota pružnosti a deformace (elastická, nebo plastická) tělesa. Pružnost je charakteristická vlastnost materiálu při působení vnějších sil v závislosti na deformaci.

Výsledný pohyb těles bude záviset na vnitřním a vnějším působení (interakcích) v soustavě. Jestliže by bylo vnější působení na soustavu zanedbatelné, jednalo by se o soustavu izolovanou, tedy by na ní nepůsobily žádné vnější síly (Štoll et al., 2017). To nebude z pohledu reálných experimentálních podmínek splněno (Příloha č. 1.3).

Během srážky působí dvě navzájem opačně orientované síly, které představují akci a reakci. Při posouzení, o jaký typ rázu se jedná, je třeba vycházet z povahy materiálových vlastností úderové plochy a dopadové plochy. Pokud by byl ráz dokonale pružný (blíží se mu dvě ocelové nebo gumové koule), žádná energie by se rázem netransformovala do trvalé deformace tělesa (Gasha & Pflanz, 2008). Pokud by byl ráz zcela nepružný, dokonale plastický, například obě tělesa by byla tvořena z plastelíny, v takovém případě by došlo k jejich spojení. V případě lidské tkáně se jedná o částečně pružný typ rázu, respektive „visko – elasto – plastický ráz“. Lidská tkáň i ochranné pomůcky (ochranná helma, rukavice, bandáže, tlumicí pěna aparatury) se deformují, mění se i směr působení sil a rychlostí.

K bližšímu určení typu rázu lze použít Newtonův součinitel restituace, jako záporně vzatý poměr složek rozdílů rychlostí obou těles po rázu k rozdílu jejich rychlostí před rázem do směru normály styčné plochy. Dokonale pružnému rázu odpovídá součinitel restituace 1, nepružnému rázu součinitel restituace 0 (například součinitel restituace pro ložiskové kuličky z kalené ocele je 0,98, pro dřevo (koule) 0,60 a pro jíl (koule) 0,17. Lidské tělo obsahuje tuhé i měkké struktury, kde je třeba vycházet z předpokladu, že čím větší pevnost (tvrdost) dopadající tkáně, tím menší bude elasticita srážky a větší hodnota energie bude předána cíli. (Pain & Challis, 2002).

V částečně pružných rázech se část kinetické energie akumuluje v tělesech jako potenciální energie pružných napětí a část energie se spotřebuje ve formě tepla na plastické deformování jednoho nebo obou těles, na vytvoření lomových ploch při porušení těles, a popřípadě na tření a další procesy, kromě jiného na zvuk vzniklý při rázu.

Je třeba dodat, že z pohledu reálných podmínek úderu (například v soutěži bojového sportu), se nebude jednat o přímý ráz dvou těles, při kterém se středy hmotností těles před i po rázu pohybují po stejné přímce. Naopak, lze očekávat spíše typ šikmého rázu s ohledem na pohybové motivy oponentů, kde vektory rychlostí těžišť obou těles nebudou ležet na stejné přímce, ale budou různoběžné (Mencík, 2018), nebo budou mimoběžné.

V otázce vztahu deformace síly během zjištění síly úderu rázem hraje zásadní úlohu přítomnost tlumicích hmot – typicky ve formě pěn v kontaktním místě měřicí aparatury nebo ve formě ochranných prostředků (rukavic). Pěny plní ochrannou funkci jak v tréninku, v bojových soutěžích, tak také v samotných experimentech zjištění síly úderů. Atlet zde musí narazit konkrétním segmentem horní končetiny (nejčastěji ruka) do měřicí platformy o určité tuhosti, kde pěna chrání před zraněním a minimalizuje limity výkonu. Požadovaný útlum ale zároveň mění časový průběh síly včetně maximální přenesené síly, na což je třeba pamatovat při interpretaci výsledků. Tento problém bude řešen v podkapitole 3.5.

### 1.1.3.2 Zjištění síly úderu kinematikou

Úder je zde reprezentován pohybem, který je popisovaný goniometry, elektromagnetickými senzory, akustickými senzory, akcelerometry, případně zařízeními pro uchování obrazu (kinematické analyzátoři) (Soumar, 2011). Nejčastěji kinematický popis úderu vychází z analýzy pohybu podstatných bodů vybraných segmentů lidského těla na základě hodnocení filmového nebo video záznamu. V nich označené body reprezentují rovinné, prostorové souřadnice, které dále vedou k základním kinematickým veličinám. Filmová nebo video technika umožňuje sledovat časovou závislost dráhy označeného bodu, její záznamová frekvence umožňuje identifikovat časový posun mezi snímky a tím lze spočítat kinematické parametry rychlosti, zrychlení (Janura & Zahálka, 2004). Je možné rozlišit rovinnou 2D analýzu, která popisuje pohyb segmentů v jedné rovině a prostorovou 3D analýzu, která vyžaduje minimálně dvě kamery a popisuje pohyb v prostoru v rámci os  $x$ ,  $y$ ,  $z$  (Janura & Zahálka, 2004). Jednotlivé segmenty lidského těla se nejčastěji vymezují pomocí kontrastních značek (markérů), které jsou buď aktivní (světlo vyzařující), nebo pasivní (světlo odrážející) (Soumar, 2011). Kinematický design vyžaduje několik nutných podmínek. Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně a nesmí docházet k jejich vzájemnému posunu. Pohybující se objekt (markér) musí být viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer, kamery musí být synchronizované a musí být známa jejich snímkovací frekvence (Soumar, 2011).

### 1.1.4 Fyzikální veličiny a jednotky v hodnocení fyzikálních charakteristik úderu

Základní popis fyzikálních veličin v mechanických charakteristikách úderu shrnuje Příloha č. 1. Fyzikální veličina je veličina, kterou lze použít v matematické formulaci vědeckých poznatků a fyzikální jednotka je vyjádřením její hodnoty (Howels, 2011). Systém vědy o měření (Metrologie) definuje decimalizovanou Mezinárodní soustavu jednotek (SI – *Système International d'unités*, od roku 1960) založenou na neměnných, základních a reprodukovatelných vlastnostech přírody (Howels, 2011). SI poskytuje mezinárodně dohodnuté prostředky pro realizaci měření (Omicevic et al., 2022), sehrává základní úlohu v přírodních vědách, základním výzkumu (Martin-Delgado, 2020) a definuje základní a odvozené jednotky měření (Howells, 2011). Ze základních jednotek jsou odvozeny všechny další jednotky.

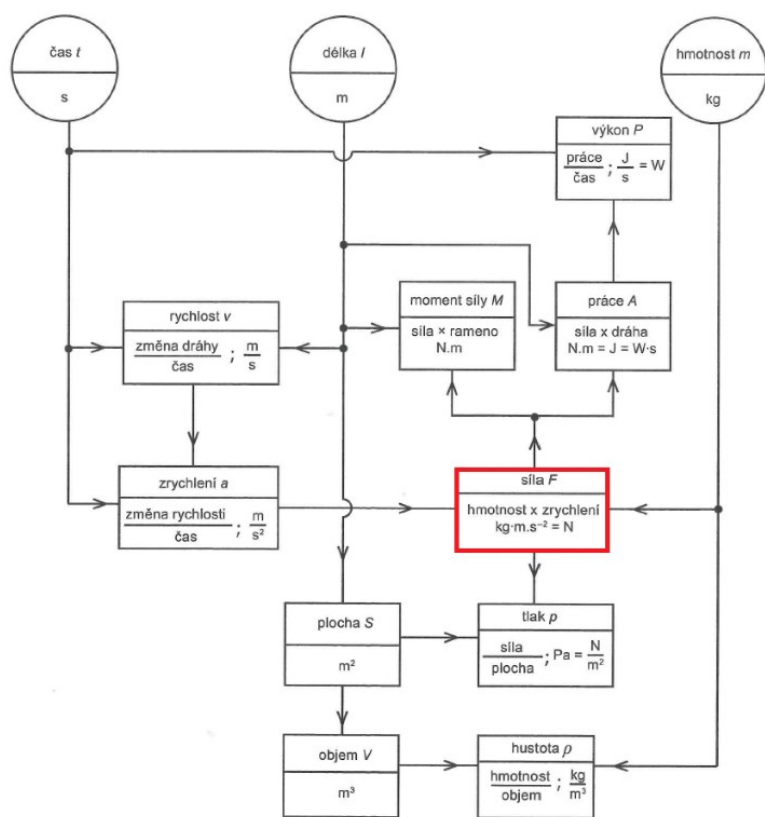
Fyzikální veličina síly je příkladem závislé dimenze tvořené základními, nezávislými jednotkami hmotnosti, délky a času ( $\text{kg m/s}^2$ ) ve zjednodušení Newtonovské mechaniky (N)



(Howells, 2011). Z pohledu výkladu 2. Newtonova zákona, síla vyplývá ze vztahu mezi vlastností hmoty, reprezentovanou základní jednotkou SI hmotnosti kilogram (kg) a charakteristikou pohybu, reprezentovanou složenou odvozenou jednotkou SI změny rychlosti tělesa (hmotného bodu) v čase zrychlení ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ). Síla se tedy z pohledu SI vztahuje ke třem ze sedmi fundamentálních základních jednotek a sama je kategorizována jako odvozená jednotka (Obrázek č. 1).

**Obrázek 1**

*Veličina síly (pro potřeby mechaniky) v systému SI*



(upraveno dle Šámala, 2016)

### 1.1.5 Designy zjišťování síly úderu v historickém kontextu

Reporty designů pro zjištění mechanických vlastností úderů horní končetinou lze sledovat přibližně od 2. poloviny 20. století. K jejich klasifikaci je možné použít princip popisu síly (princip dynamiky, statiky, kinematiky), ale také charakteristiku úderu (trajektorie, zásahové pásmo, úderová plocha), typ systému (sportovní, sebeobraný aj.), typ výsledku (například podle reportovaného parametru síly, rychlosti, zrychlení, tlaku aj.), ale také míru

invazivity (do jaké míry měřicí aparatura limituje pohybovou akci například kabeláží, markéry aj). Akbas et al. (2021) nabízí další klasifikaci podle řešení v praxi: figuríny (Walilko et al., 2005), boxovací pytle (Busko et al., 2016), systémy v rukavicích (Pierce et al., 2006) a další zařízení (například experimentální kombinované sestavy in Chadli et al., 2014).

Protože uvedené klasifikace nebyly dostatečné pro potřeby této práce (zejména neumožňovaly zahrnout i experimenty bez účasti živých probandů), byla vytvořena klasifikace vlastní. Ta pracuje se dvěma skupinami. První skupina zahrnuje designy, které nereportují výsledky fyzikálních vlastností úderu, protože měřená pohybová akce nebyla realizována lidským probandem nebo „kontaktní“ úderovou plochou v cíli nebyla horní končetina. Patří sem i validační studie designů zjištění síly. Joch et al. (1981), později také Perkins et al. (2018), nahradil lidskou končetinu mechanickým zařízením – mechanickou pěstí, která dopadla z určité výšky na silovou platformu s cílem testovat útlum ochranných pomůcek (boxerské rukavice). Adamec et al. (2011, 2013) měřil údery dlouhým předmětem drženým v ruce nebo vedeným frontální částí obličejové části lebky (tzv. typ úderu „hlavička“). Nentwig et al. (2021) měřil údery skleněnou lahví, která byla držena v ruce. Fortin et al. (bez datace) a Diewald et al. (2022) validoval měřicí zařízení boxovacího pytle naplněného vodou s pomocí balistického kyvadla.

Druhá skupina zahrnuje designy, ve kterých úder byl proveden lidským probandem do rigidní, pohyblivé nebo imaginární platformy (cíle) a to úderovou plochou horní končetiny. Jedním z prvních, vědecky zkoumaných bojových systémů bylo Karate. Wilk (1977) v publikaci „biomechanická studie úderu karate“ konstatoval zájem akademického i praktického světa o bližší popis výkonů lidského těla, které přesáhly jeho vlastní možnosti. Karatistické údery charakterizoval jako „jedny z nejvíce dramatických demonstrací potenciálu lidského těla, které jsou schopny zničit objekt viditelně tvrdší než samotné tělo“ (Wilk, 1977, s 5). Walker (1975) a Blum (1977), později Wilk (1983) byli jedni z prvních dohledaných autorů, kteří se pokusili analyzovat úder na základě teoretického výpočtu pro kolizní mechaniku. Zacházeli s problémem tak, jako by to byl případ statického zatížení a předpokládali, že případy rázového zatížení jsou srovnatelné, tedy že síly vygenerované lidským tělem jsou stejného řádu, jako vypočtené hodnoty (Wilk, 1977). Úder posuzovali jako kolizi mezi dvěma volnými tělesy (jedno v počátku v klidu, druhé pohybující se určitou rychlostí), kde kinetická energie se přeměňuje do deformace, tepla a lze sledovat celkovou energii a liniovou hybnost při znalosti koeficientu restituace (Walker, 1975). Walker matematicky odhadl impaktní sílu úderu rukou potřebnou ke zlomení bloku cihly, betonu a dřevěné desky pod statickou zátěží (do 3,2 kN), liniovou rychlost ruky (7 m/s) a kontaktní čas (10 ms) (in Smith, 1986). Feld et al., (1979) reportoval modul pružnosti pro dřevo (deska z bílé borovice) jako  $1,4 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ , pro beton

jako  $2,8 \times 10^9$  N, mez pevnosti pro dřevo a beton jako  $3,6 \times 10^6$  N/m<sup>2</sup>,  $4,5 \times 10^6$  N/m<sup>2</sup> a kritickou energii pro lom pro dřevo a beton jako 32 J a 10 J, do 3100 N. Reportoval také výsledky kinematického měření, kde s předpokladem hmotnosti ruky 7 kg odhadl sílu úderu malíkovou hranou ruky mezi 2400 – 2800 N. Na tyto designy navázal Daimaruya et al. (2010), který popsal testovaný beton podle modulu pružnosti (17 GPa), hmotnostní hustoty (2300 kg/m<sup>3</sup>), pevnosti v přímém tahu (1,7 MPa), pevnosti v ohybu (3,9 MPa), pevnosti v tlaku (22,5 MPa), pevnosti v rázu (3,7 MPa) a rychlosti elastických vln ( $2,7 \times 10^3$  m/s). Pro lom bloku úderem reportoval hodnotu síly 3,9 kN až 4,5 kN. V 70. letech se objevily designy boxovacího pytle, naplněného vodou, kde byla pozorována změna úrovně tekutiny ve sloupci (Fritsche, 1978). Tyto designy byly dále validovány (Diewald et al., 2022; Fortin, bez datace), ale bez dohledaných výsledků měření. Před rokem 1970 přicházely také první kinematické designy měření v bojových systémech. Nakayama (1966) publikoval výsledky průměrné síly úderu ze statického a z dynamického postoje v jednotkách veličiny hmotnosti kilogram: 170–700 kg (Smith, 1986) a také v jednotkách veličiny síly Newton: 4900 N při hmotnosti ruky 7 kg a maximální hybnosti ruky 49 kg m/s dobou trvání úderu 10 ms (Walker, 1975). V 80. letech již bylo možné navázat na několik studií, které reportovaly i data získaná akcelerometry. Ty byly umístěné do středu pytle, nebo se jednalo o rigidní platformu, upevněnou vertikálně na zeď (Bagreev, 1981). S prvními výsledky přicházely i limity, kde měřicí zařízení uvnitř boxovacích pytlů neumožňovaly zobrazit reálný časový průběh impaktní síly vlivem nezanedbatelné deformace. Rigidní platformy, pevně fixované ke stěně, pro změnu představovaly „odstrašující“ cíl k zásahu, a to i v případě použití boxerských rukavic (Atha et al., 1985). Na základě uvedeného, Atha představil smíšený design, složený z kinematického měření kamerou společně s několika akcelerometry, které byly umístěné na nerigidním, kyvadlovém systému zásahového zařízení a také v rukavicích atleta. Tento experiment navíc spojil s charismatickou osobností světového šampiona těžké váhy v boxu (Frank Bruno). Spojení obou přístupů se postupně stalo určitým trendem (Bolander et al., 2009; Halperin et al., 2017; Chadli et al., 2014; Neto et al., 2009; Neto et al., 2012; Tong-Iam et al., 2017; Svoboda et al., 2016; Walilko et al., 2005), ale s přicházející dostupností a inovacemi měřicích technologií se některé designy začaly vymezovat jen směrem do popisu úderu kinematikou (Cesari & Bertuccio, 2008; Daniel & Răzvan-Liviu, 2014; Gianino et al., 2010; Rinaldi et al., 2018), nebo dynamikou (Adamec et al., 2021; Busko et al., 2016; Bruzas et al., 2018; Cepulenas et al., 2011; Dyson et al., 2005; Chiu & Shiang, 1999; Loturco et al., 2016; House & Cowan, 2015).

Nelze opominout i specifické designy, například takové, které umožnily měřit lidské atlety v reálných podmínkách bojové soutěže. Pierce et al. (2006) označil takový experiment

jako první přímé měření síly úderu v profesionálním boxerském zápasu. Lze interpretovat, že pojmem „přímé měření síly“ zároveň označil všechny předchozí designy za méně hodnotné, izolované, laboratorní, s vyšším počtem limitů (odlišné chování cíle, nereálné tvary cíle, neznámé prostředí atd.). Aby se jim vyhnul, Pierce vybavil boxerské rukavice akcelerometry, které snímaly úder sportovců v rámci šesti profesionálních zápasů ve Philadelphii, USA v reálném čase. Prvenství tohoto designu však patří pravděpodobně Unterharnscheidtovi (1975), kde dva figuranti, studenti, bez předchozí zkušenosti s boxem, měli upevněné akcelerometry na hlavách v průběhu reálného střetu. Tyto designy byly v průběhu času komentovány ve spojení s etickou otázkou (Atha et al., 1985), kde začíná a kde končí hranice takových experimentů ve spojení s rizikem zranění atletů. Ačkoliv na to již zainteresovaní autoři neuvádějí jasnou odpověď, platí, že rizika v experimentu nesmí přesáhnout ty, kterým jsou atleti (figuranti) vystaveni v podmínkách tréninku, výcviku, zápasu.

#### 1.1.6 Designy zjišťování síly úderu v kontextu experimentů současnosti

Pro přímé zjištění síly jsou za ustálený establishment považovány piezoelektrické senzory (označené také jako elektrické siloměry vhodné pro měření dynamických sil (Ambros, 1993) a silové senzory založené na tenzometrech v podobě silových platforem. Volba konkrétního principu je závislá na požadavcích, prioritách a cílech měření (Kistler principles, 2022).

Pro nepřímé zjištění síly úderu je určující 2. Newtonův zákon síly a výpočet, požadující znalost hodnoty veličiny zrychlení konkrétního segmentu horní končetiny v cíli a hodnoty veličiny hmotnosti tohoto segmentu, případně znalost hodnoty zrychlení cíle (ve visu nebo bez fixace) při dopadu segmentu těla včetně znalosti hodnoty hmotnosti tohoto cíle. Nejčastěji jsou využívány akcelerometry anebo zařízení pro uchovávání obrazu. Tyto kinematické analyzátoři jsou často optoelektronická zařízení ve formě vysokofrekvenčních kamer, kde prostorové souřadnice jsou k dispozici v téměř reálném čase (zpoždění 7 ms u zařízení Qualisys), (Bingul et al., 2017; Tong-Iam et al., 2017).

##### *1.1.6.1 Design zjištění síly piezoelektrickým jevem – silová deska*

Elementární podstata měření piezoelektrických silových sensorů je založena na generování elektrického náboje v reakci na mechanické namáhání materiálu. Tento fenomén přímého piezoelektrického efektu se vyskytuje jen v určitých piezoelektrických materiálech (v

praxi nejčastěji v monokrystalu křemíku). Zde dochází k produkci pozitivního nebo negativního elektrického náboje, když je aplikována mechanická zátěž na jeho vnější povrch. Deformace způsobuje posun náboje na molekulární úrovni v krystalové mřížce, elektrická těžiště se od sebe vzdálí a výsledný elektrický náboj je zachycen na povrchu krystalu a převeden na napěťový signál s pomocí nábojového zesilovače (Piezo vs. strain gauge, 2021).

Silový dynamometr (Kistler 9286 B, Kistler Inc instrumente, GmbH, Winterthur, Switzerland) operuje s měřicími elementy, které se skládají z tenkých krystalových disků ve tvaru destiček, kde při zatěžování je velikost náboje přímo úměrná velikosti působící síly (Kistler principles, 2022). Piezoelektrický řetězec se skládá ze senzoru, vysoce izolovaného kabelu pro transport malého náboje a nabíjecího zesilovače na převod signálu náboje na napěťový signál. Nábojový efekt je vyvolán posuny uvnitř samotné atomové struktury, a to umožňuje detekovat extrémně malé deformace, respektive detekci extrémně tuhých struktur s vysokými vlastními frekvencemi. To je ideální pro zachycení velmi rychlých nebo vysokofrekvenčních událostí. Silová platforma Kistler detekuje vzhledem k plošině vertikální složku síly ( $z$ ) a složky síly podél delší strany plošiny ve směru ( $y$ ) a podél kratší strany plošiny ve směru ( $x$ ). Absolutní síla ( $F$ ) je pak vektorovým součtem všech tří složek sil ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Piezoelektrické senzory v porovnání s tenzometry poskytují extrémně široký rozsah měření a také ochranu proti přetížení (Piezo vs. strain gauge, 2021).

Svoboda et al. (2016) použil dynamometr – silovou desku švýcarského výrobce Kistler (9281E), orientovanou vertikálně. K desce byla připevněna ocelová konstrukce, která fixovala zásahovou plochu několik centimetrů před silovou deskou. Zásahová plocha – speciální pomůcka taekwondo, se skládala ze dvou tenkých lamel, spojených drážkovaným zámkem. Za validní pokusy byly označeny takové, které nezpůsobily odemknutí drážkovaného zámku. Proband prováděl jeden typ úderu (přímý úder zaťatou pěstí) bez rukavic. Měřicí rozsah desky se pohyboval v intervalu 0 – 20 kN, rozměry desky byly 60 x 40 x 3,5 cm a snímkovací frekvence desky byla nastavena na 1000 Hz. Byl pořízen také obrazový záznam pohybové akce. Adamec et al. (2021) použil dynamometr – silovou desku Kistler (9286 B), orientovanou vertikálně. K desce byl připevněn tlumicí blok (boxerská lapa) o rozměrech 40 x 20 x 11 cm. Proband prováděl tři typy úderu (přímý úder zaťatou pěstí, úder dlaní, úder hranou ruky) bez rukavic. Měřicí rozsah desky se pohyboval v intervalu 0 – 10 kN, rozměry desky byly 60 x 40 x 3,5 cm a snímkovací frekvence desky byla nastavena na 10 000 Hz. Byl pořízen také obrazový záznam pohybové akce. Beránek et al. (2020) použil dynamometr – silovou desku Kistler (9286 B), orientovanou horizontálně na zemi. K desce byla připevněna tlumicí deska Polyetylen Tatami Trocellen WKF (splňující normy EN 1177 + NF EN 12503.1) o rozměrech 40 x 60 cm.

Fixace byla zajištěna s pomocí oboustranné lepicí pásky o zanedbatelné tloušťce a to rovnoměrně na kontaktní ploše mezi deskou a pěnou. Probandi provedli tři typy úderu z pozice v kleku nad deskou (přímý úder zaťatou pěstí, dlaní, loktem) bez rukavic. Měřicí rozsah desky se pohyboval jako interval 0 – 10 kN, rozměry desky byly 60 x 40 x 3,5 cm, snímkovací frekvence desky byla nastavena jako 10 000 Hz. Loturco et al. (2016) použil silovou desku se softwarem navrženým na zakázku (Accu-Power, AMTI, Graz, Austria) se snímkovací frekvencí 400 Hz o rozměrech 102 cm x 76 cm, orientovanou vertikálně. Platforma byla kryta blokem (Bad Boy, San Diego, CA, USA). Byl proveden odhad útlumu bloku pěny porovnáním úderů bez tlumení (v rukavici) v rámci pilotní studie s odhadem 3 % útlumu. V experimentu, probandi provedli přímý úder zaťatou pěstí v rukavici. Menzel & Potthast (2021) použil dynamometr – silovou desku Kistler, orientovanou vertikálně a silový senzor experimentální výroby, umístěný v boxerské rukavici. Snímkovací frekvence silové desky byla nastavena jako hodnota 10 000 Hz. V experimentu, probandi provedli více typů boxerských úderů. Dyson et al. (2005) použil dynamometr – silovou desku Kistler, orientovanou vertikálně. Snímkovací frekvence byla nastavena na hodnotu 330 Hz. Shoukat et al. (2020) použil silovou desku, napojenou na software Pasco a elektromyografii Capstone Biopac. Byly měřeny přímé údery.

Předností silových dynamometrů (dále pro model 9286 B, Kistler) je přesnost, udávaná výrobcem jako hodnota linearity od 0,2 % z maximálního prahu desky (tj. 20 N). Stejně tak senzitivita desky je více jak dostatečná pro úkol popisu síly úderu (3,6 pC/N, tj. 1 N). Lze volit rozsah snímkovací frekvence do 10 000 Hz, což aparaturu favorizuje před přístroji s omezenými možnostmi nastavení. Například při předpokladu trvání  $F_{peak}$  10 ms a frekvenci 400 Hz (Dyson et al., 2005) jsou k dispozici jen 4 datové body na měřený časový interval 10 ms. V takovém případě nemusí být reálná hodnota  $F_{peak}$  zachycena přesně. Mezi další přednosti patří nastavitelná délka záznamu včetně okamžité vizualizace dat po ukončení měření. To umožňuje operátorovi experimentu bezprostřední kontrolu záznamu se zpětnou vazbou na figuranta. Deska je kalibrována pro měřicí rozsah v intervalu 0 – 10 kN. Desku lze polohovat a její hmotnost dovoluje transport na měřicí stanoviště. Důležitý parametr je také rozměr zásahové plochy. Probandi v rámci předchozích experimentů hodnotili malé pevné cíle různých tvarů jako rizikové a limitující (Fortin, bez datace). Deska Kistler (60 cm x 40 cm, tj. přibližně 55 cm x 35 cm reálné kontaktní plochy s ohledem na umístění senzorů) poskytuje dostačující rozměry pro komfortní provedení úderových akcí, protože její rozměry se výrazně neliší od rozměrů tréninkových pomůcek (lapy, přerážecí desky aj.). Deska je spojena s příslušenstvím pouze jedním kabelem, který neomezuje probanda v pohybové akci.

Limitem silových dynamometrů je nižší odolnost senzorů proti teplotním změnám, kde

v případě transportu desky na měřicí stanoviště je třeba vymežit dostatečný čas na teplotní aklimatizaci desky. Dalším limitem je možný únik náboje (chargé leaks) a negativní vliv statické elektřiny v okolí (např. šoupaní obuvi po podlaze, obložení desky polyethylenovými dlaždicemi). Při vertikální poloze desky během měření je nezbytné dodržet maximální tuhost celého systému uchycení. S tím je spojena i otázka případného polohování desky podle výšky probandů, kde její možnost nastavení nesmí limitovat tuhost systému uchycení. Nejzásadnějším limitem desky je rigidita a tvrdost zásahové plochy, kterou je nezbytné krýt dalším materiálem s dostatečným tlumicím potenciálem. To platí i v případech měření v boxerských rukavicích, které nemusí sami o sobě probanda ochránit (Atha et al., 1985) a ten v důsledku toho nemusí vyvinout reálnou intenzitu pohybu (Smith, 1986; Tong-Iam et al., 2017). Předchozí experimenty řešily uvedenou limitaci různými typy ochrany: podložka (Chiu & Shiang, 1999; Neto et al., 2009; Loturco et al., 2016), tlumicí pěna (Bolander et al., 2009), tlumicí pěna s ochranou hranou ABS (Bolander et al., 2009; Neto et al., 2012), elastický element (Chadli et al., 2014), pěna potažená kůží (Atha et al., 1985; Halperin et al., 2016; Halperin et al., 2017), nebo byl reportován obchodní název výrobku jako například „Body shield Bad boy, San Diego, CA, USA“ (Loturco et al., 2016).

#### *1.1.6.2 Design tenzometrického zjištění síly*

Tenzometrické měření znamená měření deformace poddajného členu v oblasti platnosti Hookova zákona do meze úměrnosti. Elementární podstata měření spočívá ve změně elektrického odporu tenzometru při jeho deformaci. (Kistler principles, 2022). Tenzometr musí být vhodně orientován a zafixován na měřeném poddajném tělese, na něhož působí vnější síla. Následkem působení vnější síly se těleso deformuje úměrně k velikosti působící síly a tato deformace se přenáší také na tenzometr a mění se jeho elektrický odpor (Piezo vs. strain gauge, 2021). Tenzometrem je přímo měřena deformace tělesa, kterou lze při znalosti elastických koeficientů materiálů přepočítat na napětí v tělese (Ambros, 1993).

De Souza & Marques (2017) použil čtyři tenzometry zapojené do Wheatstonova můstku s fixací zepředu i zezadu vertikální dopadové platformy, kterou představovala dřevěná tréninková pomůcka Makiwara (prkno zabudované vertikálně od země do výšky sféry zásahu s obtočeným provazem). Proband prováděl jeden typ úderu (přímý úder zařatou pěstí) bez rukavic.

Předností tenzometrického měření je nižší závislost přesnosti senzorů na teplotě okolí. Limitem je omezení ve sledování rychlých dějů (Piezo vs. strain gauge, 2021), kde dynamické

deformace je možné sledovat do 1000 Hz (Ambros, 1993). Spojení tenzometru s kontaktní plochou jakékoliv měřicí aparatury vyžaduje přísné parametry pro dokonalý převod deformace. Zde jsou skryté i hlavní limity, protože opakované použití citlivého spoje pro měření vyššího počtu probandů je technicky komplikované.

### *1.1.6.3 Design s využitím akcelerometrů*

Akcelerometry jsou malá zařízení pro snímání zrychlení, přeměňují změnu pohybu na měřitelný elektrický signál a podle principu se dělí na piezoelektrické, piezoresistivní a akcelerometry s proměnnou kapacitou (Soumar, 2011).

Šiška et al. (2016) použil akcelerometr, který umístil na standardní boxovací pytel o délce 190 cm a hmotnosti 50 kg. Boxeři provedli přímý úder do pytle v boxerských rukavicích. Kimm & Thiel (2015) použil akcelerometr s bezdrátovým přenosem, který upevnil atletovi na zápěstí pomocí úchytného mechanismu (velcro wristband). Měřicí rozsah systému byl do hodnoty 200 g a byla hodnocena rychlost segmentu ruky při finální fázi úderu. Chiu & Shiang (1999) použil tříosový akcelerometr o snímkovací frekvenci 1000 Hz na zavěšený válcový kovový terč s ochrannou pěnou. Síla úderu byla hodnocena s pomocí hmotnosti cíle a jeho zrychlení v momentu dopadu. Beránek (2021a) použil jedno osový akcelerometr, který připevnil na ocelový válec (40 cm x 20 cm) o známé hmotnosti (106 kg) zavěšený na nehmotných polyesterových úvazcích. Zásahová plocha na válci byla kryta pěnou, u které byla stanovena hodnota útlumu 20 % odhadem. Proband provedl několik typů úderů (přímý úder zařatou pěstí, dlaní, hranou ruky, úhoz tyčovitým předmětem) bez rukavic. Síla úderu byla zjištěna výpočtem s pomocí hodnoty hmotnosti cíle a hodnoty jeho zrychlení při dopadu. Busko et al. (2016) použil imitaci boxerského pytle se zabudovanými akcelerometry. Dynamometrický pytel měl výšku 180 cm, hmotnost 41 kg a skládal se po celé svojí délce z vnitřního tuhého válce a vnějšího deformovatelného materiálu. Navržený design nezobrazoval naměřené výsledky v reálném čase, ale až po ukončení měření. Reakční síly úderu do pytle ( $Fr$ ) byly počítány jako  $Fr = 0.5 m (at + ab)$ , kde  $m$  je hmotnost pytle a  $at$ ,  $ab$  je zrychlení pytle v úrovni jeho horní a spodní hrany. Pro validaci zařízení bylo použito dynamometrické dopadové kladivo s tenzometrickým senzorem. Proband prováděl jeden typ úderu (přímý úder zařatou pěstí). Bružas et al. (2018), Cepulenas et al. (2011) použili set Kick test – 100, který se skládal ze standardního boxovacího pytle a zabudovaného dynamometru se snímacími prvky pro registraci síly, počtu úderu, intervalů mezi údery, sumární síly úderů za jednotku času. House & Cowan (2015) použil boxovací pytel, na jehož zásahovou plochu umístil F scan force



sensor (Tekscan, Boston, MA) o snímkovací frekvenci 750 Hz určený primárně do obuvi.

Předností akcelerometru je jeho malý rozměr a nízká váha, což rozšiřuje možnosti montáže pro různé potřeby měření. Zjištění síly úderu tímto zařízením však přináší i řadu limitů, které vycházejí z problematiky nepřímého zjištění síly. Především je nutné splnit technickou podmínku detekce všech tří složek síly, což jedno osé akcelerometry neumožňují. Při splnění této podmínky, existují dva přístupy v měření. Akcelerometr je umístěn buď na objektu dopadové plochy, nebo na objektu úderové plochy (tělesný segment). Pro výpočet síly úderu je zapotřebí buď hodnota zrychlení dopadové plochy a hodnota její hmotnosti, nebo hodnota zrychlení tělesného segmentu a hodnota jeho hmotnosti. Oba přístupy vykazují své nejistoty. Zjištění hmotnosti standardního boxovací pytle (Šiška et al., 2016; Smith, 1986; Rinaldi et al., 2018; Bruzas et al., 2018; Čepulenas et al., 2011) nebo upraveného pytle (Buško et al., 2016) je možné, ale v reálných podmínkách experimentu je limitované například typem závěsu. Problematické je umístění akcelerometru na těžiště pytle včetně samotného uchycení zařízení s ohledem na deformovatelnou strukturu materiálu během úderu. Deformační děj a pohyby celé aparatury rovněž ovlivňují detekované hodnoty zrychlení. Tyto limity upozadují použití pytlů a preferují spíše tuhá a velmi hmotná tělesa se specifickým typem závěsu. To ale na druhou stranu klade vyšší technické požadavky na realizaci experimentu. Komplikované je i zjištění hodnoty hmotnosti segmentu horní končetiny včetně umístění akcelerometru na vybraný segment. Například akcelerometr, sevřený v zaťaté pěsti, může mít vliv na přirozené provedení akce probandem. Akcelerometr, připevněný na ruku (například na zápěstí) může detekovat již změněnou hodnotu zrychlení s ohledem na vzdálenost od vlastní kontaktní plochy. Tím pádem může docházet k hodnocení již deformovaného zrychlení vlivem deformační zóny zaťaté pěsti. Okrajovým, ale ne zcela nedůležitým limitem je i kabeláž, která nutně figuruje v pohybové akci a tím jí mění.

#### *1.1.6.4 Design s využitím obrazového záznamu*

Studie s využitím obrazového záznamu reportovaly veličiny rychlost, zrychlení nejčastěji pro segment zaťaté pěsti a hodnoty síly s pomocí vztahu 2. Newtonova zákona. Pro dříve reportované studie byly typické sestavy jedné kamery 2D analýzy, později 3D kamerové sestavy. Popis obrazovým záznamem je často doplněn snímáním zemní reakční síly s pomocí silových desek.

Gianino (2010) použil jednu kameru k popisu trajektorie končetin, zrychlení a rychlosti pěsti pro údery zaťatou pěstí po přímce ve stylu karate. Daniel & Răzvan-Liviu, (2014) použili

system „Pedar-X“ pro snímání zemních reakčních sil a kamerový systém Quintic pro popis rychlosti pohybu několika úderů po přímce zařatou pěstí. Rinaldi et al. (2018) použil optoelektronický pohybový systém Smart – DX 6000, BTS, Milan, Italy se šesti kamerami, kde atleti prováděli úder maximální intenzitou do pytle (138 cm x 130 kg) fixovaného na zemi. Bylo hodnoceno EMG a zemní reakční síly silovými deskami BTS. Cesari & Bertuccio (2008) použil dva páry fotobuněk pro měření rychlosti přímého úderu zařatou pěstí. Cheraghi et al. (2014) použil dvě vysokorychlostní kamery Kodak, které snímaly úder po přímce zařatou pěstí do dřevěné desky (30 cm x 50 cm x 5 cm). Ta byla polohovatelná podle výšky atleta. Smith et al. (2000) použil jednu kameru (snímkovací frekvence 100Hz) pro snímání úderů po přímce zařatou pěstí v několika typech rukavic do boxovacího pytle o hmotnosti 33,4 kg.

Některé experimenty s designem obrazového záznamu hodnotily také hodnotu impaktní síly výpočtem. Rinaldi et al. (2018) provedl součin hmotnosti pravé horní končetiny (součet hmotnosti nadloktí, předloktí a ruky jako procento celkové tělesné hmotnosti) a zrychlení středu hmotnosti horní pravé končetiny (těžiště okamžité pozice x, y, z komponentů, těžiště hmotnosti nadloktí, předloktí a ruky) s výsledkem 181 N (úder zařatou pěstí bez rukavic). Bingul et al. (2017) použil 8 vysokorychlostních kamer Oqus 7+ pro snímání přímého úderu zařatou pěstí do pytle naplněného pískem s výsledkem do 1 kN. Tong-Iam et al. (2017) použil 6 vysokorychlostních kamer Qualisys Oqus 7 pro popis rychlosti úderu a dvě desky Kistler 9286 BA pro popis zemních reakčních sil. Na probanda bylo umístěno 45 markérů a ten následně zasáhl míč o hmotnosti 5 kg přímým úderem zařatou pěstí. Byla zaznamenána rychlost, zrychlení ramene, lokte, pěstí a kulovitého cíle. Síla byla určena z akcelerace míče a dosahovala hodnoty 2 kN. Neto et al. (2012) použil jednu vysokorychlostní kameru systému Motion Scope 8000 S o snímkovací frekvenci 1000 Hz pro popis úderu dlaní po přímce, který byl veden do koženého míče o váze 0,594 Kg. Markéry byly umístěny na horní končetině a zaznamenaly zrychlení. Síla úderu (do 0,5 kN) byla určena součinem hmotnosti míče a zrychlením ruky.

Kinematické designy s využitím obrazových záznamů mohou nabídnout vyšší komfort sběru dat pro probanda, protože volba cíle není limitována požadavky měřicí aparatury. To znamená, že úder může být veden i na imaginární cíl (typicky Daniel & Răzvan-Liviu, 2014; Gianino, 2010), anebo na tréninkovou pomůcku (například boxovací pytel, kožený míč, lapa). Bezpečnost experimentu se zvyšuje, zatímco psychologické limity probandů se snižují. Deformační vlastnosti cílů však přinášejí další úkoly, například ve stanovení přesného okamžiku srážky kontaktního komponentu horní končetiny s cílem. Segmentová a svalová složitost lidského těla nastoluje podmínky, ve kterých přesná modelace jednotlivých segmentů není snadná, protože na ně lze umístit jen limitovaný počet markérů. Ty jsou připevněny na těle

atleta různými způsoby (speciální obleky, lepidla, pásky), což ovlivňuje přirozený projev pohybové akce. Navíc, hodnota hmotnosti končetiny, která je nezbytná pro finální výpočet síly úderu, je určena teoreticky (Soumar, 2011). Lze ji určit i jinak, například s využitím Archimédova zákona, ale i tak musí být zjištěný objem končetiny rekalkulován teoretickou hodnotou hustoty tkáně. Kinematická analýza s pomocí záznamu obrazu je časově, finančně i technicky jedna z nejnáročnějších a může zpravidla probíhat jen laboratorně.

#### *1.1.6.5 Design statickou zkouškou*

Walker (1975), Blum (1977), Wilk (1983), analyzovali sílu úderu výpočtem předpokládané prahové síly pro lom vybraných materiálů s následným testováním praktickou zkouškou. Daimaruya (2010) použil zkušební stroj Instron (model 5586), kterým provedl statické zkoušky přímým tahem, smykem, tříbodovým ohybem a tlakem na bloku betonu o definovaném složení a rozměrech 50 cm x 10 cm x 5 cm. Na stejném vzorku bylo provedeno Tameshi-wari, což je technika úderu pro způsobení zlomu vybraného materiálu (přeražení cíle holou rukou), nejčastěji bloku ledu, dlaždice, desky ze dřeva, cihly, kamene (Walker, 1975). Bylo reportováno, že lom byl v rámci demonstrací pozorován v místě dopadu úderové plochy ruky, což potvrdilo účinek techniky. Takto generovaná rázová síla byla odhadnuta inverzní analýzou mechanických vlastností betonu jako statická nejmenší pevnost v ohybu pro betonový nosník. Pro experiment byly použity dvě techniky úderu: „sword hand“ (úder hranou ruky) a „hamer fist“ (kladivový úder) pro horizontální i vertikální pozici testovaného nosníku.

Hlavním limitem tohoto designu je samotná testovaná technika „Tameshi-wari“. Ta předpokládá jen profesionální úroveň zkušeností včetně aplikace do tuhého cíle bez jakékoliv ochrany končetiny. Dalším limitem jsou nejistoty v určení přesné hodnoty síly úderu.

#### *1.1.6.6 Design smíšený*

##### *Tenzometr v kombinaci s akcelerometrem a obrazovým záznamem*

Chadli et al. (2014) použil aparaturu, která se skládala z torzní tyče jako pružného elementu. Jeden její konec byl pevný, druhý se pohyboval volně kolem osy tyče. Torzní tyč byla umístěna na rámu. Soustava použitých senzorů se skládala z můstku tenzometrů (spojených s torzní tyčí) a ze dvou akcelerometrů. Jeden byl připevněný k terči (25 x 25 cm) a druhý byl umístěný v rukavici probanda. Tenzometrický snímač posuzoval sílu spojenou

s dopadem úderu na elastický prvek. Akcelerometr na terči měřil čas dopadu a čas po dopadu, akcelerometr v rukavici snímal akceleraci pěsti v průběhu akce stejně tak akceleraci dopadu pěsti v cíli. Platforma měřila ve vertikální poloze. Proband prováděl jeden typ úderu (přímý úder zaťatou pěstí). K tomu byl pořízen obrazový záznam pohybové akce. Bolander et al. (2009) použil podobný design kyvadlové aparatury s tenzometrickou buňkou, kde akcelerometr sloužil k validaci buňky formou balistického kyvadla o známé hmotnosti. Finální schéma aparatury se skládalo z dalších akcelerometrů, které byly připevněny na ruce probanda a také v cíli.

#### *Tlakový senzor v kombinaci s tenzometrem a kamerami*

Netto et al. (2009) použil aparaturu, která se skládala z tenzometrické buňky, namontované na rigidní hliníkové platformě. Ta byla kryta ochrannou pěnou, a mezi ní a buňkou byl umístěný tlakový senzor (Tekscan 9500). Ten měřil tlak a kontaktní plochu každého úderu. Proband prováděl dva typy úderu, přímý úder zaťatou pěstí a úder dlaní. Tlakový senzor však hodnotil kritérium přesnosti úderu jako vzdálenost mezi COP (Centrum tlaku) úderu a geometrickým centrem tlakového senzoru, nikoliv tlak.

#### *Tlakový senzor v kombinaci s akcelerometry a kamerami*

Walilko et al. (2005) použil aparaturu Hybrid 3 Dummy s boxerskou helmou, kde tlakový senzor (Tekscan, Boston, MA) byl umístěn mezi helmou a hlavu dummy, zatímco akcelerometry byly instalovány do rukavic. Systém měřil tlak a kontaktní plochu úderu. Tlakový senzor byl extrémně tenký (0,1 mm) a jeho měřicí rozsah byl 13789514,6 Pa. Velikost snímacího povrchu byla 7,1 x 7,1 cm s rozlišením 3,9 senzorů na 1 cm<sup>2</sup>. Pierce et al. (2006) použil senzor – dynamometr (popsaný jako patent č. 5449002 z roku 1955 v Goldman et al., 2003) s názvem „The best shot system“, který byl vložen do rukavic boxerů a snímal síly úderů v průběhu šesti zápasů napříč hmotnostními kategoriemi. Systém v rukavici zaznamenal sílu a vyslal informaci do převaděče na dálku bez kabelového spojení. Senzor spolupracoval s kapacitním snímačem síly původně navrženým a patentovaným pro monitoring izometrického zatěžování kolene, kde měřil svalový točivý moment u pacientů s osteoartrózou. Lehký flexibilní senzor měřil v rukavici plochu 120 cm<sup>2</sup>, kde síla, vznikající na povrchu rukavice, byla přenesena na snímač. Informace ze senzoru směřovaly do vysílače, který byl umístěn v rukavici

v oblasti zápěstí a byl převeden radiofrekvenční telemetrií do počítače. Systém byl doplněn kamerovým záznamem. Byl popsán přesný typ rukavice, ale nebyl hodnocen její útlum.

#### *1.1.6.7 Design zjištění tlaku v kapalině*

Designy tlakového senzoru ve vodou naplněném boxerském pytli byly testovány v rámci validačních zkoušek. Fortin (bez datace) zkonstruoval 152 cm vysoký boxovací pytel s označením „water filled powair fitness bag“ o průměru 40 cm, který vybavil tlakovým snímačem ponořeným v úrovni jeho spodní třetiny, v geometrickém centru. Obvod snímače včetně kabelů byl potažen silikonem a dalšími prvky pro izolaci ve vodním prostředí. Vodě byl vystaven pouze samotný senzor o citlivosti 7,18 V/kPa a snímkovácí frekvence signálu byla 1000 Hz. Pro kalibraci bylo použito balistické kyvadlo o známé hmotnosti se snímačem síly a akcelerometrem. Výstupní napětí z tlakového snímače mělo korelovat s nárazovou silou poskytovanou kyvadlem, které bylo pro tyto účely svrženo opakovaně z různých výšek. Byla hodnocena i dopadová plocha boxerské rukavice, kde byly testovány tři úderové platformy a tři typy rukavic (boxerská rukavice: 95,3 cm<sup>2</sup>, malá soutěžní rukavice: 121 cm<sup>2</sup>, 14 uncová soutěžní rukavice o hmotnosti 0,397 kg: 136cm<sup>2</sup> v kontaktní ploše). Diewald et al. (2022) hodnotil spolehlivost a validitu vodou plněného tréninkového vaku (86 kg, průměr 0,5 m, model 190 lb, Aqua Training Bag, New York, USA) a integrovaného senzoru pro měření maximální rázové síly detekcí změn tlaku tekutiny uvnitř vaku. Pro validaci použil princip balistického kyvadla známé hmotnostní zátěže v rozsahu 4 – 24 kg, známé délky závěsu a úhlu natočení závěsu, který definoval počáteční výšku.

Ačkoliv detekce tlaku v tekutině má fyzikální opodstatnění, realizace v praxi představuje řadu limitů. Mezi ty hlavní patří nechtěný pohyb vody uvnitř vaku během nárazu a jeho vliv na měřicí element, dále vliv tlumících efektů celého systému na výslednou zjištěnou hodnotu síly nebo nemožnost měřit více úderů v krátkém časovém intervalu (vodní vlny uvnitř pytle).

#### *1.1.7 Shrnutí a limity dosavadního poznání*

Dostupná vědecká literatura reportovala výsledky mechanických charakteristik úderů v podobě fyzikálních veličin maximální impaktní síly  $F_{peak}$  (N) a průměrné síly  $F_{mean}$  (N) při dopadu segmentu ruky v cíli, maximální rychlosti  $v_{max}$  (m/s), průměrné rychlosti  $v_{mean}$  (m/s), maximálního zrychlení  $a_{max}$  (m/s<sup>2</sup>) a průměrného zrychlení  $a_{mean}$  (m/s<sup>2</sup>) segmentů

horní končetiny před dopadem v cíli, gravitačního zrychlení ( $g$ ), hmotnosti ( $kg$ ) jako ekvivalentu statického vyjádření síly a práh lomu vzorku  $F_p (N/m^2)$  (Příloha č. 2). Reportované designy zjištění síly použily různé měřicí aparatury pro přímé a nepřímé zjištění síly (Příloha č. 3). Z pohledu výsledků realizovaných experimentů, pro úder horní končetinou vedené po přímce v postoji u smíšené úrovně zkušeností lze předpokládat hodnoty průměrné impaktní síly do 3,5 kN a u profesionálů do 5 kN v rukavicích (Beránek et al., 2020a). Porovnání výsledků však limitují rozdíly v designech zjištění síly a v měřicích aparaturách, rozdíly v kategoriích výkonnosti včetně rozdílů ve sportovních disciplínách (Karate, Kickbox, Taekwondo aj.). Porovnání kvantitativních dat je realizovatelné jen prostřednictvím  $F_{mean}$  (N) v místě dopadové plochy a  $v_{mean}$  (m/s) úderového segmentu (Beránek et al., 2020 a). Chybí informace o hodnotách mechanické veličiny tlaku ( $p$ ) v místě úderu, která je společně s veličinou impaktní síly reportovaným indikátorem pro vyjádření prahu tolerance lidské tkáně na zátěž. Z dosavadních výsledků také vyplývá, že chybí možnost porovnat parametry širší skupiny úderů (zejména úder vedené na krátkou vzdálenost, typicky úder loktem) a to jak v rámci různých experimentů, tak v rámci jednoho experimentu. Chybí dostatečné hodnocení úderů bez ochranných prostředků. Ty jsou přirozenou podmínkou sebeobraného výcviku a očekávatelným faktorem rizika v reálném konfliktu. Stejně tak pravidla vybraných disciplín bojového sportu (MMA, Thajský box, Kyokushin karate) povolují absenci ochranného vybavení pro širší portfolio úderů. Reporty mechanických charakteristik úderů bez ochranných prostředků existují (Příloha č. 4), ale pouze v rámci omezené skupiny smíšených designů. Ty zjišťovaly sílu nepřímo, kde cíl měl imaginární charakter (Kimm & Thiel, 2015), nebo charakter tělesa typu míč (Neto et al., 2009) aj. Design statiky testovaly vysoce zkušené experty za podmínek, které nejsou běžné dosažitelné (Feld, 1979; Walker, 1975; Wilk, 1977). V designu přímého zjištění síly byla použita tlumicí pěna: Adamec et al., 2013 (silová deska), Beránek, 2021a (akcelerometr), Beránek et al., 2020b (silová deska), Svoboda et al., 2016 (silová deska), De Souza & Marques, 2017 (tenzometrie), kde hodnocení jejího útlumu bylo reportováno pouze ve studii Beránek et al. (2020b).

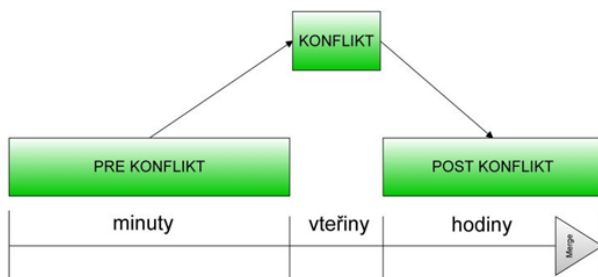
## 1.2 Technický prostředek úderu v systému profesní sebeobrany

### 1.2.1 Systém sebeobrany

Náchodský (1992) charakterizuje pojem sebeobrana jako univerzální a vždy dostupný bojový prostředek jednotlivce i skupiny. Z pohledu obsahu se jedná o souhrn technických, taktických, fyzických a psychických řešení, které jsou určeny k předcházení útoku (prekonflikt) a k obraně před fyzickou a psychickou újmou v průběhu útoku (konflikt), stejně tak k odsunutí negativních následků útoku (post konflikt) na psychiku napadeného (Náchodský, 2006; Konečný, 2000). Útok se odehrává ve třech fázích konfliktu (Obrázek č. 2).

#### Obrázek 2

##### *Fáze konfliktu*

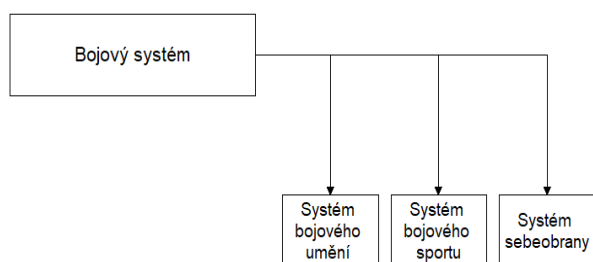


(Beránek, 2021a)

Pojem „sebeobrana“ je nejčastěji chápán širokou veřejností jako činnost, ve které jednatel sám sebe brání před nějakým nebezpečím pohybovými akcemi. Ty jsou zacílené na kontaktní fyzické překonání oponenta a mají charakter úpolu (Reguli, 2005). Skupina těchto úpolů je ale značně široká a zahrnuje sportovní i nesportovní disciplíny. Tím se bližší vymezení sebeobrany stává obtížné. Navrženou klasifikaci zobrazuje Obrázek č. 3.

### Obrázek 3

#### Vymezení sebeobrany vůči ostatním systémům



(Beránek, 2021a)

Pojem „systém“ znamená ucelený výukový program nebo také metodicky uspořádanou nauku, která se zaměřuje na edukaci útoku proti člověku nebo obrany před člověkem. Pojem "bojový" značí snahu osvojit bojové vědomosti, schopnosti a dovednosti s cílem porazit, přemoci fyzicky i mentálně druhého člověka a přežít (Beránek, 2021a). Jednotlivé příklady v rámci kategorií zobrazuje Tabulka č. 1.

### Tabulka 1

#### Vybrané bojové systémy

Bojové umění	Bojový systém	
	Bojový sport	Sebeobrana
Karate	Karate	Musado
Judo	Judo	Krav maga
Sumo	Sumo	Allkampf-jitsu
Aikido	Taekwondo	Fisfo
KungFu	Zápas	JJ-systém universální sebeobrany
Kendó – cvičný meč	Box	WingTsun
Šerm	Kick box	Eskrima
Džodo (boj s holí)	MuayThai (thajský box)	Systema
Iaido (cesta meče)	Brazílské Jiujitsu	
Capoeira	Savate	
Tchaj-ťi (tajči)	MMA – Mixedmartialarts	
Kjúdó (japonská lukostřelba)		
Nindžucu		

(Beránek, 2021a)



Některé systémy lze zařadit v rámci jedné kategorie. Ty, u kterých to možné není, mají zpravidla významný historický kontext, který měnil jejich cíle a úlohu ve společnosti v průběhu doby. Typicky systém Judo a systém Karate představovaly válečné umění té doby, později sebeobranu pro vojenský, policejní personál a nakonec sport (Beránek, 2013b). Proto je vhodné bojové systémy před kategorizací blíže specifikovat s pomocí zvolených kritérií (Tabulka č. 2, Obrázek č. 4).

**Tabulka 2**

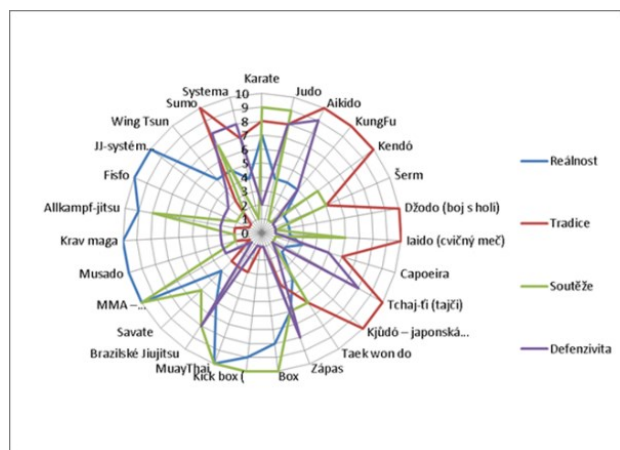
*Charakteristika bojových systémů*

<b>Osvojení,</b> (reálnost)	<b>Tradice,</b> (historie)	<b>Soutěže,</b> (pravidla)	<b>Defenzivita,</b> (měkká opatření)
Jak rychle lze systém aplikovat do praxe a jaká je funkčnost prostředků mimo tréninkové prostředí?	Do jaké míry je systém ovlivněný archaickými prvky (rituály, dobové oblečení, prostředky bez použití ve 21. století)	V jakém rozsahu se systém prezentuje jako sport (soutěže, pravidla, výkonnostní kategorie)?	Je systém vybaven prostředky typu „soft restraints“ (je institut nutné obrany zapracovaný do obsahu výcviku?)

(Beránek, 2021b)

**Obrázek 4**

*Diagram bojových systémů*



(Beránek, 2021b)

Sebeobrané systémy, a to jak ty, které jsou určeny pro civilní sektor nebo pro necivilní, jsou na své uživatele aplikované prostřednictvím výcviků. Ty představují výuku technických prostředků, strategických kompetencí a taktických kompetencí. Kompetence slouží k předcházení útoku, zatímco prostředky v podobě nejčastěji obranných technik představují to,

co je chápáno sebeobranou (Vít et al., 2012). Technické prostředky sebeobrany jsou sestavené především ze soutěžních pohybových akcí (Beránek, 2013c; Vít et al., 2012), kde výhodou je rychlost osvojení včetně možnosti k opakovanému testování v rámci soutěží bojového sportu (Renden et al., 2017). Naopak strategické a taktické kompetence se principiálně od sportu vzdalují, protože cílem není podat výkon, ale vyhnout se konfliktní situaci (Vít et al, 2012).

#### 1.2.1.1 Shrnutí

I přesto, že pohybové akce jednotlivých kategorií bojového systému plní různé cíle, vycházejí ze společného základu. Ten je daný anatomickými principy lidského těla. V sebeobraně, pohybová akce je technickým prostředkem, který je převážně sportovním úpolem a tradice je upozaděna před aplikovatelností do reálného prostředí v souladu s legislativními pravidly společnosti. Dle Reguliho (2005), v systému lze rozlišovat sebeobranu osobní, sebeobranu žen a sebeobranu profesní. Ta se zaměřuje na bezpečnostní složky, ozbrojené složky a ostatní profese.

#### 1.2.2 Systém profesní sebeobrany pro zdravotnickou záchrannou službu

Systém profesní sebeobrany pro zdravotnickou záchrannou službu se zaměřuje na personál přednemocniční neodkladné péče (péče o akutní život ohrožující stavy) konkrétně na výjezdové dvoučlenné skupiny rychlé zdravotnické pomoci (RZP, bez lékařské), tříčlenné skupiny rychlé lékařské pomoci (RLP, lékařské) anebo dvoučlenné skupiny Randes-vous (RV) (Beránek, 2021b).

Personál Zdravotnické služby přichází pravidelně do kontaktu s potencionálně nebezpečným prostředím, které je vždy neznámé a typické vysokou fluktuací pacientů v předem neznámých lokalitách. Změny v chování jednotlivců i celých skupin jsou očekávatelné v důsledku zhoršeného zdravotního stavu a strachu o sebe i členy rodiny (Beránek, 2021b). Specifikum profese dokreslují hlášené modelové situace, které se v konfliktech opakují (Beránek, 2013a; Beránek, 2013b; Beránek, 2013c; Beránek, 2014a; Beránek, 2014b; Beránek, 2014c; Beránek, 2019; Beránek, 2020c). Jednu věc mají společnou. Útočníkem je nejčastěji pacient (přibližně v 70 %) a podíl fyzických útoků (20 %) je vlivem nehlášených událostí v České republice ve skutečnosti vyšší (až 60 %) (Pekara & Kolouch, 2016). Situace v zahraničí byla zmapována řadou šetření a množství hlášených útoků má zvyšující tendenci. Studie ze Slovinska potvrdila fyzické napadení v 50 % a fyzické zranění

pacientem ve 27 % (Gabrovec, 2015). Vzestupné tendence útoků byly hlášeny v zemích Španělska, Turecka, Indie, Spojených států nebo Kanady (Bigham et al., 2014; Maquire et al., 2017). Na území Austrálie byla hlášena 38 % zkušenost s fyzickým napadením a 21 % zkušenost se sexuálním obtěžováním a napadením (Boyle et al., 2007). Personál Národní pohotovostní služby na území Polska potvrdil zranění způsobené napadením v 6 % (Galazgovski et al., 2015) a na území Spojených států v 5 % včetně hasičského a policejního personálu (Reichard & Jackson, 2010).

Závěry studií potvrzují, že důležitým nástrojem prevence je edukace zdravotnického personálu v sebeobraně a opakovaný výcvik (Baydin et al., 2014; Behnam et al., 2011; Bugala, 2016; Hufner et al., 2020; Koritsas et al., 2009; Jia et al., 2020; Tai et al., 2021; Tintinalli, 1993). Programy v České republice existují v omezené podobě seminářů, přednášek, obranných programů, jednodenních kursů (Beránek, 2013a), ale ne zcela odpovídají potřebám zdravotnického personálu (Bugala, 2014). Tyto potřeby směřují zejména do defensivních nástrojů pro řešení eskalovaných konfliktů. Taktický kouč je klíčovou osobou, která portfolio těchto nástrojů aplikuje na klienty – zdravotníky a učí je správnému vyhodnocení situace a volbě adekvátních postupů v typizovaných modelových situacích, tj. v postoji, v kleku, proti skupině, v uzavřené místnosti aj. (Beránek, 2020c; Beránek, 2014d; Beránek, 2014e). Pro splnění tohoto úkolu potřebuje nástroj pro rozpoznání sebeochranných situací (obránce není přímo ohrožen na zdraví a životě: Špička & Novák, 1969) od situací přímého ohrožení (obránce musí zvolit nejúčinnější prostředky, aby přežil). Tento nástroj byl publikován a zpřístupněn Zdravotnické záchranné službě v roce 2021: „Innovation and Injury Prevention in Teaching Professional Self-Defense for IRS Specialized Professions“ (Beránek, 2021b). Situace, ve kterých nehrozí bezprostřední ohrožení života, nevyžadují maximálně účinné prostředky, na rozdíl od situací ohrožujících život obránce. Zde, první střetnou reakcí je pohybová akce úderu (Příloha č. 5.) s ohledem na účinnost v cíli, vysokou variabilitu provedení i pro uzavřené prostory nebo možnost rychlého osvojení výcvikem. Úder ale nesmí ohrozit pacienta (Beránek, 2013a; Beránek, 2019) jako nejčastějšího iniciátora konfliktu (Allen et al., 2020; Baydin et al., 2014; Bigham et al., 2014; Benham et al., 2011; Bugala et al., 2016; Gabrovec, 2015; Galazkowski et al., 2015; Touriel et al., 2021; Tay et al., 2020; Maguire et al., 2013; Maguire et al., 2018; Pekara et al., 2014; Hufner et al., 2020).

Z tohoto důvodu, taktický kouč potřebuje vodítko, jak porovnat prostředky úderů mezi sebou z pohledu intenzity s cílem identifikovat a odlišit úderové akce typu měkkých opatření (soft restraints: Tay et al., 2021) od těch ostatních. V současné době není dostupné kurikulum výuky profesní sebeobrany pro lékařský a nelékařský personál, které by disponovalo

uvedenými detaily výcviku. Potřeby nouzově řeší systém výuky, který probíhá v akreditovaných studijních programech vysokého školství, například studijní předmět Profesionální sebeobrana, studijní program Zdravotnický záchranář, Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita v Plzni (Beránek, 2021a; Beránek, 2021b). Určité možnosti nabízí i 4. policejní klub Musado Plzeň s rozšířeným modulem pro ZZS, ovšem aplikace primárně vojenského sebeobraného systému na specifické potřeby civilního personálu přináší určité limity (Beránek, 2013b). Některé reporty zmiňují i výcviky v zahraničí, například Drexel University Dornsife School of Public Health Philadelphia (Taylor et al., 2017), ale bez konkrétních doporučení.

### 1.2.3 Technický prostředek úderu

Učebnice sebeobranu označují technické prostředky úderu za důležité a klíčové akce, kde rozlišují provedení přímého úderu pěstí, dlaní, hranou ruky a loktem (Náchodský, 1992). Technické prostředky úderů jsou řazeny ke skupině prostředků, které jsou vedeny beze zbraně (stejně tak jako střehy, kryty, údery, kopy aj.) (Vít et al., 2012) a zastávají dominantní pozici ve výuce sebeobranu (například studijní předmět Speciální tělesná výchova, Bezpečnostně právní akademie Plzeň, s.r.o.; studijní předmět Profesionální sebeobrana, Západočeská univerzita v Plzni). Syllabus pro akademický rok 2021/2022 zde definuje konkrétní technické prostředky sebeobranu jako údery, kopy, hmaty, chvaty, obranné pohybové akce, mimo postojový boj, postoje, pády, kryty, bloky a další specifické činnosti spojené s prací bezpečnostních složek. Údery figurují na prvním místě i v rámci Vybraných technických prostředků v podobě donucovacích prostředků definovaných zákonem č. 273/2008 Sb. o Policii České republiky, § 52 a), tj. údery, kopy, hmaty, chvaty, na který metodicky navazují k tomu určené výcviky pro policejní složky (Šteinbach et al., 2019).

### 1.2.4 Detail pohybové akce úderu

Mechanické charakteristiky úderu horní končetinou jsou popsány zejména pro bojový sport, kde takticky směřují nejčastěji na oblast hlavy (Brown et al., 2022) a technicky představují nejfrekventovanější pohybovou akci a klíčový komponent vedoucí k vítězství (Beránek, 2020a; Del Vecchio et al., 2011; El Ashker, 2011; Gianino, 2010; Ouergui, et al., 2013; Vences Brito et al., 2011; Tong-Iam et al., 2017). Úder představuje dominantní prvek výcviku i v systému sebeobranu (Bugala, 2016; Farkash, 2017; Di Bacco et al., 2020; Ishac,

2021) včetně programů pro bezpečnostní složky (Koedijk et al., 2019; Renden et al., 2017).

Pro všechny údery platí shodná biomechanická konstrukce, kde rozhodující je délka dráhy pohybující se úderové plochy a vlastnosti dopadové plochy (Bolander et al., 2009) včetně postoje. Nejvyšší účinnost je spojována s dominantním postojem (křížový úder), kde je umožněn rotační pohyb kyčlí (Tong-Iam et al., 2017) a stabilita při úderu (Chadli et al., 2014). Úderové akce dosahují nejvyšší variability v systému karate (Beránek et al., 2020a). Základní pohyb přímého úderu je stejný pro gyaku-zuki, oi-zuki, kizami-zuki, jun-zuki a tate-zuki. Pohyb se provádí celou paží v přímé linii a dopadovou plochu tvoří sevřená pěst, shodně s boxerským direktem. Pohyb ruky ale začíná blízko pasu a hřbet ruky je orientován směrem dolů. Krátce před dopadem dochází k pronaci pěsti, s výjimkou tate-zuki, kde dochází pouze k částečné rotaci. Podle typu použitého postoje lze odlišit gyaku-zuki, ve kterém je kontralaterální postavení rukou, nohou a oi-zuki, ve kterém je ipsilaterální postavení rukou a nohou. V případě úderu ve stylu box, který je druhým nejvíce reportovaným systémem, pohyb ruky začíná blízko obličeje a dráha ruky je kratší pro dopadovou oblast hlavy. Základní principy směru úderu po přímce jsou ale podobné pro oba systémy: box i karate (Cheraghi et al., 2014). Na druhou stranu, Feld et al. (1979) upozorňuje na určité odlišnosti mezi západní metodou boje prázdnou rukou (typicky box) a technikou karate. V karate jsou údery soustředěny na malou oblast terče s cílem ukončit úder přibližně 1 cm uvnitř těla oponenta oproti západnímu boxerovi, který uděluje velké množství hybnosti celé hmotě svého soupeře a tím ho tlačí zpátky (Feld et al., 1979). Také Masutatsu Oyama (1967), zakladatel specifického stylu karate Kyokushin, upozorňuje na unikátní koncepci karate úderu. Tento styl je považován za nejtvrďší ze všech stylů systému karate, je typický absencí chráničů a téměř žádnou limitací pohybových útočných akcí. Japonským výrazem „Kento“ je zde označena technika „head of the fist“, kde klouby ukazováku a prostředníku představují kontaktní plochu pěsti při dopadu v cíli. „Kento“ je však chápáno jako fundamentální základ úderu zařatou pěstí napříč všemi styly karate. V případě dalších systémů – úder ve stylu Kung-fu, ruce jsou při startu blízko obličeje s lokty přitaženými k žebrům (Bolander et al., 2009). Značně odlišným úderem je úder dlaní, při kterém je úderovou plochou otevřená dlaň. Okrajově je reportován také úder hranou ruky ve stylu techniky karate „Tameshi-wari“ (Adamec et al., 2021; Daimaruya, 2010). Úder loktem se vyznačuje malým dosahem, který ho určuje pro boj na blízkou vzdálenost. Představuje povolenou pohybovou akci ve vybraných bojových sportech jako je například MMA (Miarka et al., 2016). Nevyžaduje žádné zpevnování úderové plochy. Podrobnější detaily reportovaných typů úderů představuje Příloha č. 6.

### 1.3 Anatomie úderu v segmentech horní končetiny

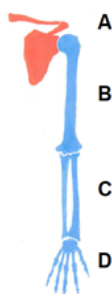
Stavba horní končetiny je přizpůsobena požadavkům na zátěž (Čihák, 2011) a jako taková zastává celou řadu funkcí, jako je uchopování předmětů, sdělování informací, ochrana důležitých orgánů (hlava, oči), včetně útočné funkce (úder, hod, silový pohyb) (Dylevský, 2009). Morgan & Carrier (2013) uvádí, že kosti lidské ruky jsou dimenzovány způsobem, který může poskytnout podpůrnou podporu pro ochranu ruky před poraněním při úderu zařatou pěstí. Proporce lidské ruky se tedy mohly vyvíjet v reakci na výběr, kde ruka jako účinnější zbraň umožnila konkurenčním mužům udeřit větší silou a zároveň výrazně snížit riziko jejího poranění (Morgan & Carrier, 2013). Skelet včetně kostry horní končetiny je tvořen rigidními články – kostmi. Pro realizaci pohybu, tyto články jsou pohyblivě spojeny s určitým pohybovým stupněm volnosti. Spojí jsou buď pevné pro vazy, chrupavky, srůsty kostí, nebo pohyblivé pro klouby (Dylevský, 2009). Primárním účelem skeletálního systému člověka je, kromě ochrany vnitřních orgánů těla, přenos silových účinků vzniklých při kinematice těla a realizace pevného spojení nosného systému s aktivními členy svalového a kosterního systému člověka (Čapek et al., 2018).

#### 1.3.1 Kosti horní končetiny

Kosti horní končetiny jsou popsány v páru včetně jejich spojení a pletence (cingulum), který připojuje končetinu k osovému skeletu (Obrázek č. 5). Horní končetina je k cingulu přikloubena a popsána třemi typickými úseky: stylopodium s jedinou kostí, zeugopodium (dvě kosti předloktí – os radius, os ulna) a autopodium jako konečný úsek končetiny, tvořený větším počtem malých skeletních elementů (Čihák, 2011).

#### Obrázek 5

*Základní stavba kostry horní končetiny (A – cingulum, B – stylopodium, C – zeugopodium, D – autopodium)*

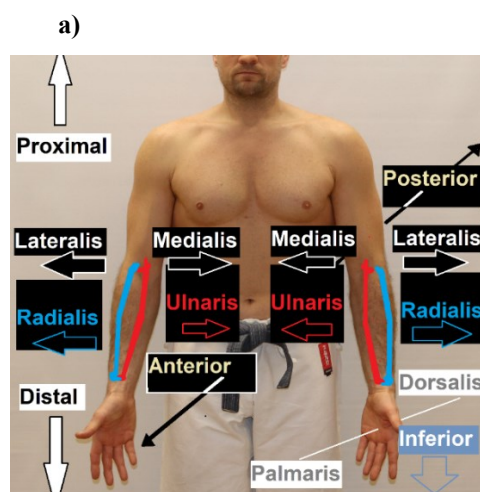


(Čihák, 2011)

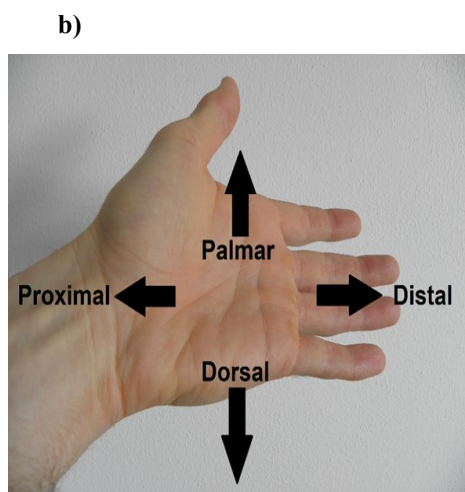
Kostru horní končetiny tvoří lopatka (scapula), klíční kost (clavicula), kost pažní (humerus), kost vřetenní (radius), kost loketní (ulna), kosti zápěstní (ossa carpi), kosti záprstní (ossa metacarpi) a články prstů (phalanges digitorum). Clavicula a humerus tvoří velmi pohyblivý segment – pletenec pažní, samotný humerus tvoří kostru paže, radius a ulna pak skelet předloktí, kostru ruky tvoří ossa carpi, metacarpi a phalanges digitorum (palec má články dva, ostatní prsty mají články tři). Při popisu je nutno vycházet z anatomického stoje (Obrázek č. 6, Tabulka č. 3), kdy horní končetina je volně visící a palec trčí zevně, postoj je vzpřímený, hlava narovnaná a radius se nachází na zevní a ulna na vnitřní straně předloktí. V anatomickém popisu se vychází ze tří tělních rovin (trojrozměrný prostor), sagitální – předozadní, frontální – čelní a transverzální – vodorovná (Kott, 2000), (Obrázek č. 7).

### Obrázek 6 a, b

a) Základní anatomické směry na horních končetinách v základní anatomické poloze, b) Anatomické směry na ruce



(vlastní)



(vlastní)

### Tabulka 3

Základní anatomické směry na horních končetinách v základní anatomické poloze

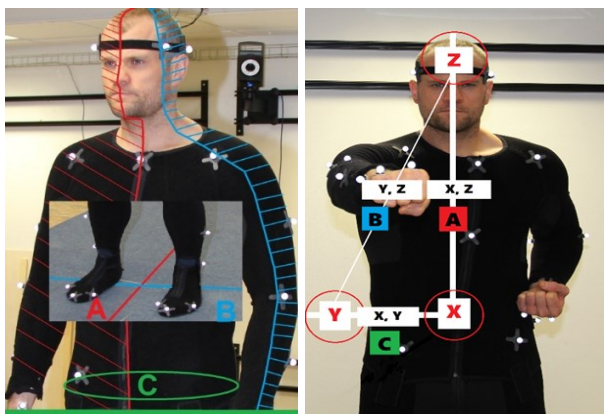
Skupina směrů	Český název	Latinský název	Vysvětlení/upřesnění
Směry kolmé na horizontální rovinu (tj. rovnoběžné s vertikální osou)	na horní/nahore	superior	Proti směru vlastní tíhy
	dolní/dole	inferior	Ve směru vlastní tíhy
	s proximální	proximalis	Blíže k připojení končetiny k trupu
	distální	distalis	Dále od připojení končetiny k trupu
Směry kolmé na frontální rovinu (tj. rovnoběžné s sagitální osou)	přední, vpředu	anterior	
	zadní, vzadu	posterior	

Směry kolmé na mediální rovinu (tj. rovnoběžné s frontální osou)	mediální	medialis	Vnitřní směrem do středu, blíže mediální rovině. Použití jen pro paži nebo stehno.
	laterální	lateralis	Zevní/postranní, ke straně, směrem od středu, dále od mediální roviny. Použití jen pro paži nebo stehno.
	ulnární	ulnaris	Vnitřní, směr na malíkovou stranu horní končetiny (bližší ulně). Použití jen pro předloktí a ruce
	radiální	radialis	Vnější, směr na palcovou stranu horní končetiny (bližší radiu).
Palmární / volární	směrem k dlani	palmaris/volaris	použití na ruce
Dorsální	směrem k hřbetu ruky	dorsalis	použití na ruce

(upraveno dle Čiháka, 2011)

## Obrázek 7

*Roviny lidského těla a) rovina sagitální, b) rovina frontální, c) rovina transverzální, složky síly*



(vlastní)

Plochá kost lopatky (Obrázek č. 8) je fixována k hrudníku pouze svaly. Lopatky nejsou srostlé s páteří a mohou se pohybovat a zvyšovat rozsah pohybu končetiny (Čapek et al., 2018). Na svém těle zadní plochy má příčnou vyvýšeninu (hřeben), který vybíhá v nadpažek (acromion), který slouží ke spojení s pažní kostí a klíční kostí. Na jejím hákovitém (zobcovitém) výběžku začínají svaly paže a hrudníku. Klíční kost je horizontálně uložena nad prvním žebrem a připojuje kostru volné horní končetiny ke kostře hrudníku. (Merkunová &

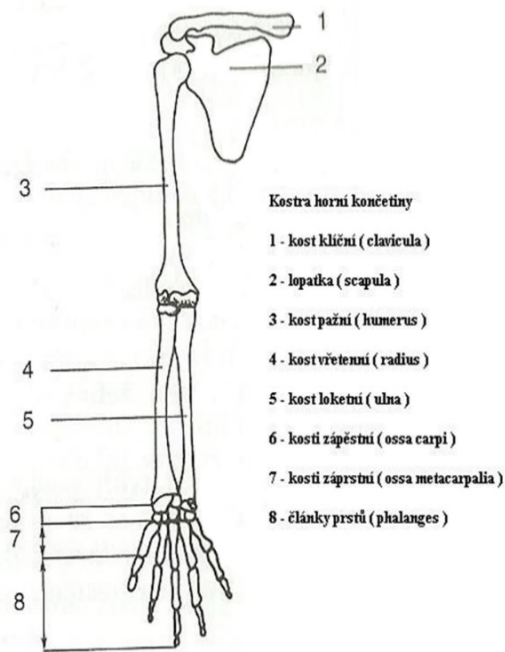


Orel, 2013). Kostru volné horní končetiny tvoří pažní kost (humerus), vřetení kost (radius), loketní kost (ulna), zápěstní kůstky (ossa carpi), záprstní kůstky (ossa metacarpi), články prstů (phalanges) a sesamské kůstky (ossa sesamoidea). Pažní kost tvoří připojením s lopatkou kulový ramenní kloub s velkým rozsahem pohybu. V blízkosti hlavice jsou dva výrazné hrbolky, následuje tělo rozšiřující se v dolní části v zevní a vnitřní nad hrbol (epikondyl). Zde kladkovitá kloubní plocha slouží spojení s kostí loketní a kulovitý kloubní výběžek spojení s hlavičkou kosti vřetení (Merkunová & Orel, 2013).

Vřetení kost se nachází na palcové straně předloktí a hlavičkou je skloubená s kostí loketní. Loketní kost je uložena na malíkové straně předloktí, kde kloubní plocha horní části vybíhá vzadu v loketní výběžek (olecranon). Ten zapadá do jamky kosti pažní při natažení předloktí (extenze) (Merkunová & Orel, 2013). Zápěstní kůstky (ossa carpi, Obrázek č. 8) se skládají z osmi kůstek nepravidelného tvaru a jsou kloubně spojeny vzájemně v zápěstí a dále s kostmi předloktí. Od radiální k ulnární straně je složena v proximální řadě z kosti lodkovité (os scapoideum), kosti poloměsíčité (os lunatum), kosti trojhranné (os triquetrum), kosti hráškové (os pisiforme). V distální řadě je složena z kosti mnohohranné větší (os trapezium), kosti mnohohranné menší (os trapezoideum), kosti hlavaté (os capitatum) a kosti hákovité (os hamatum) (Merkunová & Orel, 2013). Záprstní kůstky (ossa metacarpi) se skládají z pěti kůstek a tvoří kostěný podklad dlaně. Všechny jsou spojeny v dolní části s řadou zápěstních kůstek a hlavičkou s horními články prstů (phalanges), které jsou tvořeny dvěma kůstkami u palce a třemi u ostatních prstů (Obrázek č. 9). Vzájemně jsou propojeny klouby (Merkunová & Orel, 2013).

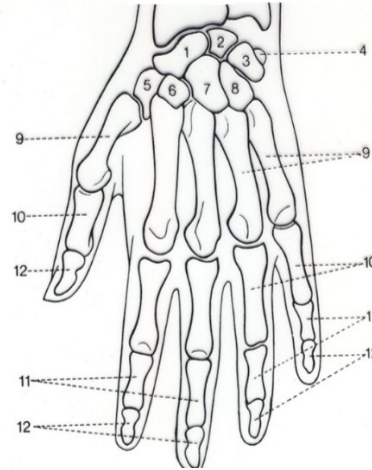
**Obrázek 8**

*Přehled skeletu horní končetiny*



**Obrázek 9**

*Kostra ruky*



(11) **Ossa carpi** – Proximální řada: 1 os scaphoideum (lodčkovitá), 2 os lunatum (poloměsíčitá), 3 os triquetrum trojhranná, 4 os pisiforme (hráškovitá), Distální řada: 5 os trapezium (velká mnohohranná), 6 os trapezoideum (malá mnohohranná), 7 os capitatum (hlavatá), 8 os hamatum (hákovitá). **Ossa metacarpi (M)** 9 **Phalanges digitorum (P)** 10 proximalis. 11 intermedius, 12 distalis.

(Kott, 2000)

### 1.3.2. Klouby horní končetiny

Kloub je pohyblivé spojení dvou nebo více kostí. Z kinematického hlediska se všechny pohyby v kloubech rozlišují na úhlové a translační. Je třeba dodat, že libovolný prostorový pohyb tělesa lze rozložit na unášivý, posuvný a relativní sférický pohyb. Obor Mechanika označuje úhlový pohyb jako sférický pohyb.

Úhlový pohyb opisuje kruhové oblouky se středem na ose otáčení. Většina pohybů v kloubech končetin má povahu úhlových pohybů kulových, válcových, eliptických a kladkových. Při translačním pohybu všechny body pohybujícího se útvaru urazí stejnou dráhu, což je typické pro ploché a tuhé klouby. Úhlový a translační pohyb lze vztáhnout k systému tří

souřadnic (x, y, z) kartézského systému, ve kterém se protínají i tři anatomické roviny (frontální – x,y; horizontální – x,z; předozadní – x, y). Kolem těchto os je možné realizovat rotační pohyby. Kolem osy x abdukci a addukci, kolem osy y flexi a extenzi, kolem osy z vnitřní a zevní rotaci (Čihák, 2011).

### 1.3.3 Kineziologický význam ramenního kloubu

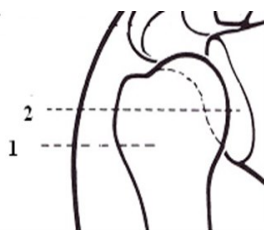
Kloub ramenní (Obrázek č. 10) je kořenovým kloubem pro horní končetinu a bezprostředně řídí polohu v kloubu loketním. Umožňuje sférický pohyb. Hlavici tvoří caput humeri a jamku cavitas glenoidalis scapulae, která je rozšířena po obvodu vazivovým lemem – labrum glenoidale. Rotační pohyby jsou realizovány kolem tří os s největším rozsahem (abdukce, addukce, rotace, flexe a extenze). Kloub zajišťuje dosažení vzdálených předmětů a částí vlastního těla. Je nenahraditelný pro kontakt s vnějším prostředím, k provádění různé pracovní činnosti a zajištění vlastní soběstačnosti (Kott, 2011).

### 1.3.4 Kineziologický význam loketního kloubu

Kloub loketní (Obrázek č. 11) je složený, skládá se ze tří kostí (humerus, radius, ulna), proto ho dělíme na tři samostatné klouby: kulový – humeroradiální, kladkový – humeroulnární a kolový – radioulnární proximální. Pohyby jsou možné ve smyslu flexe, extenze, supinace a pronace. Funkčně je podřízen kloubu ramennímu a nadřazen kloubu zápěstnímu. Loketní kloub zkracuje nebo prodlužuje celou horní končetinu a zabezpečuje nastavení zápěstí a celé ruky do různých pracovních poloh (dáno supinačně – pronačním pohybem radia proti ulně) (Kott, 2011).

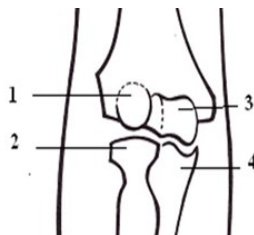
**Obrázek 10**

*Kloub ramenní*



**Obrázek 11**

*Kloub loketní: humeroradiální, humeroulnární, proximální radioulnární*



(1 – caput humeri, 2 - cavitas (1 -capitulum humeri, 2 – fovea capitis radii, 3 –  
glenoidalis) trochlea humeri, 4 – incisura trochlearis ulnae)  
(Kott, 2011) (Kott, 2011)

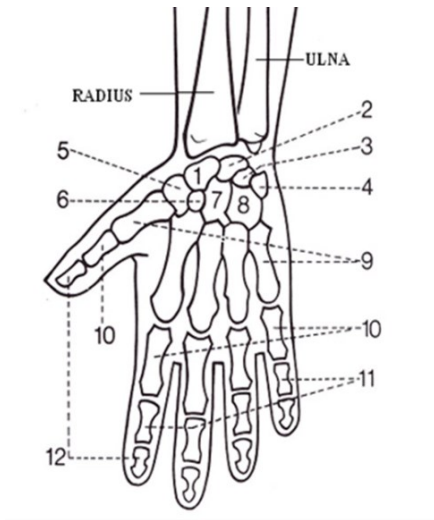
### 1.3.5 Kineziologický význam ruky a palce

Ruka v dřívějších dobách sloužila jako délková míra (palec, píd') i jako hmotnostní míra (špetka, hrst). Ruku tvoří klouby v oblasti zápěstí – radiokarpální (přechodný kloub mezi válcovým a kulovým kloubem), tvořený proximální řadou karpálních kostí (os scaphoideum, lunatum, triquetrum), distálním koncem radia a trojčípou vazivovou destičkou vloženou mezi ulnu a karpou. Pohyby v tomto kloubu jsou flexe, extenze a dukce. Radiokarpální kloub je podřízen kloubu loketnímu a nadřazen distálně ležícím kloubům ruky. Současně je funkčně spojen s kloubem mediokarpálním. Tento kloub je složený a je tvořen proximální a distální řadou karpálních kostí (os trapezium, trapezoideum, capitatum, hamatum). Vůdčí postavení má kost hlavatá – os capitatum, ležící uprostřed zápěstí v úrovni třetího metakarpu. Tento kloub je proto považován jako kulovitý. Pohyby jsou shodné s kloubem radiokarpálním. Zápěstí chrání a podpírá ruku a ovlivňuje její přesnost a pevnost tím, že koordinuje své pohyby s pohyby v metakarpofalangových, interfalangových kloubech prstů a kloubů palce. Ve spolupráci s loketním kloubem staví zápěstí ruku do vhodné pracovní polohy a stabilizuje ji. Funkční postavení zápěstí představuje lehká extenze, ulnární dukce, 3. metakarp je v prodloužené přímce s pronačně postaveným předloktím.

Záprstí prstů je připojeno k zápěstí plochými klouby karpometakarpovými, které nemají žádný funkční význam. Významnější jsou klouby připojující záprstí k článkům prstů – metakarpofalangové. Tyto klouby (přechodné mezi kulovitým a válcovým) řídí činnost kloubů interfalangových, umožňují abdukci, addukci, flexi a extenzi prstů. Interfalangové klouby jsou kladkové a umožňují flexi a extenzi prstů. Druhý až pátý prst mají tyto klouby dva – proximální a distální, palec jen jeden. Skelet palce je oddělen od ostatních prstů, proto je schopen provádět úchop tím, že se staví do opozice proti ostatním prstům, prostřednictvím sedlového kloubu – karpometakarpového (mezi bází 1. metakarpu a os trapezium), (Obrázek č. 12).

## Obrázek 12

*Klouby ruky Radiokarpální, Mediokarpální, Karpometakarpové (CM), Metakarpofalangové (MP), Interfalangové (IP)*



(1 – os scaphoideum, 2 – os lunatum, 3 – os triguetrum, 4 – os pisiforme, 5 – os trapezium, 6 – os trapezoideum, 7 – os capitatum, 8 – os hamatum, 9 – ossa metacarpi, 10 – phalanx proximalis, 11 – phalanx medius, 12 – phalanx distalis)

(Kott, 2011)

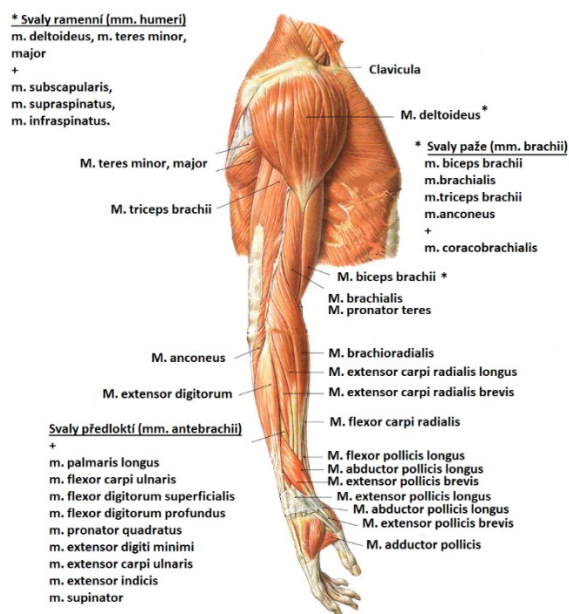
### 1.3.6 Svaly horní končetiny

Svaly zajišťují pohyby v pletenci ramenním, v kloubu loketním a v kloubech ruky. Svaly horní končetiny tvoří několik skupin (Obrázek č. 13). Svaly pletence ramenního představují svaly hřbetní (m. latissimus dorsi, m. trapezius). Svaly ramenní (m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infra spinatus, m. teres major et minor) provádějí pohyby v ramenním kloubu ve všech anatomických rovinách, také proto že ramenní kloub je kulovitý. Svaly pažní se dělí do přední (flexorové) skupiny, provádějí flexi a vnitřní rotaci v ramenním kloubu a flexi v kloubu loketním radiální dukci ruky: m. biceps brachii, m. coracobrachialis, m. brachialis. Druhou skupinu tvoří svaly na zadní straně, je to skupina extenzorová, zajišťují extenzi v ramenním a extenzi v loketním kloubu: m. triceps brachii, m. anconeus. Svaly předloketní mají tři svalové skupiny: přední flexorová (flexe loketního kloubu a kompletní flexe ve všech kloubech ruky, také ulnární dukci ruky a pronaci: m. pronator teres, m. flexor carpi radialis et ulnaris, m. palmaris longus, m. flexor digitorum spf. et profundus, m. pronator quadratus, m. flexor pollicis longus), zadní extenzorová (extenze zápěstí, extenze v kloubech prstů a palce,

účast na radiální dukci ruky): m. extensor digitorum et digiti minimi, m. extensor carpi ulnaris, m. abduktor pollicis longus, m. extensor pollicis longus et brevis, m. extensor indicis), laterální (extenze v kloubu loketním, účast na pronaci i supinaci a radiální dukci ruky): m. brachioradialis, m. extensor carpi radialis longus et brevis, m. supinator. Svaly ruky se dělí na svaly thenaru – palcový val (provádějí pohyby palce ve smyslu úchopů: m. abduktor pollicis brevis, m. opponens pollicis, m. flexor pollicis brevis, m. adductor pollicis), svaly hypotenaru – malíkový val (provádějí pohyby malíku: m. palmaris brevis, m. flexor digiti minimi, m. abductor, m. opponens digiti minimi), svaly středního dlaňového prostoru: mm. interossei dorsales et palmares, mm. lumbricales) (Grima et al., 2007; Kott, 2000).

## Obrázek 13

### *Celkový přehled svalů horní končetiny*



(upraveno podle Grima et al., 2007)

### 1.3.7 Sled pohybových akcí vybraných úderů v segmentech horní končetiny

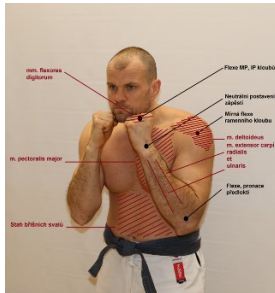
Obrázek č. 14, Příloha č. 7 uvádí základní popis zapojených segmentů svalových skupin a kloubů pro akci úderu horní končetinou v postoji (úder zařatou pěstí po přímce, úder otevřenou dlaní po přímce, úder loktem po přímce). Startovní pozice (Obrázek č. 14 a) je shodná pro všechny tři typy pohybové akce a nemění se. Proband zde zaujme postoj ve vertikálním postavení trupu, ve kterém jedna noha je ve předu, druhá vzadu, na šířku ramen. Špičky nohou směřují dopředu. Obě horní končetiny jsou ve flexi, pronaci předloktí, neutrálním postavení

zápěstí, ruka je sbalená v pěst (kompletní flexe prstů) a hlava je v mírném před kyvu s napnutou břišní stěnou.

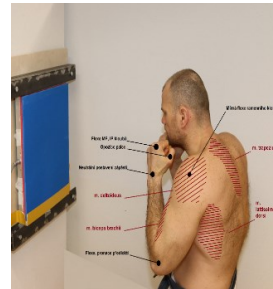
## Obrázek 14

### Sled pohybových akcí

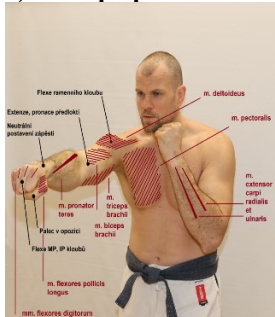
#### a) Startovní pozice zředu



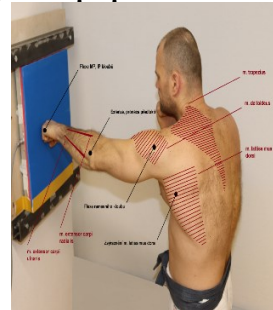
#### b) Startovní pozice zezadu



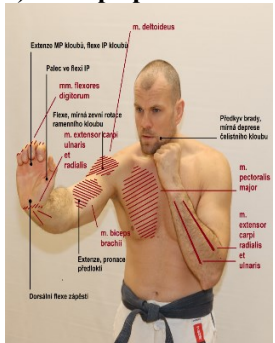
#### c) Úder po přímce zařatou pěstí zředu



#### d) Úder po přímce zařatou pěstí zezadu



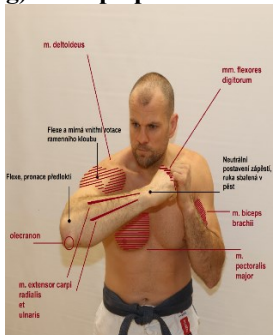
#### e) Úder po přímce otevřenou dlaní zředu



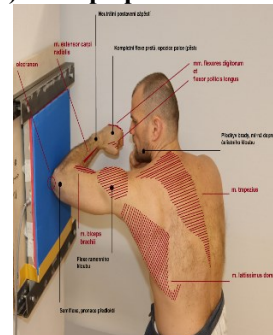
#### f) Úder po přímce otevřenou dlaní zezadu



#### g) Úder po přímce loktem zředu



#### h) Úder po přímce loktem zezadu



(vlastní, Příloha č. 7)

## 2. Cíle, úkoly práce a hypotézy

### 2.1 Cíle práce

#### 2.1.1 Hlavní cíl

Sestavit a objektivizovat hodnocení dynamiky tří typů úderů horní končetinou po přímce pomocí upřesnění velikosti kontaktní plochy a popisu tlumicích vlastností pěny detekční aparatury.

Pro úder po přímce zaťatou pěstí (direkt = D), dlaní (palm = P), loktem (elbow = E) bez ochranných prostředků v postoji bude konkrétně hodnocena impaktní síla, impuls a tlak.

#### 2.1.2 Vedlejší cíle

- 1) Objektivizovat a porovnat tři typy úderu mezi sebou podle: velikosti zjištěné  $F_r$  peak, impulsu, pohlaví, úrovně zkušeností ( $F_r$  = redukováná síla vypočtena z redukováného data setu, tj. průměr sil  $F_{peak}$  ze tří pokusů bez minimální a maximální hodnoty).
- 2) Objektivizovat a popsat pravděpodobnosti přesažení kritické hodnoty 5,1 kN u  $F_n$  třech typů úderů ( $F_n$  = neredukovaná síla vypočtena z neredukovaného data setu, tj. průměr sil  $F_{peak}$  ze všech pěti pokusů včetně minimální a maximální hodnoty).
- 3) Objektivizovat a porovnat zjištěnou sílu na hodnotu tlaku pomocí zjištění hodnot kontaktní plochy u třech typů úderů.
- 4) Objektivizovat hodnoty  $F_r$  peak s ohledem na tlumicí vlastnosti pěny detekční aparatury.
- 5) Doporučit vhodné úderové prostředky pro výcvik nelékařského personálu v profesní sebeobraně, shrnout východiska pro další experimenty.

### 2.2 Úkoly práce

1. Provést analýzu dosavadního stavu poznání formou systematické rešerše – meta analýsy.
2. Definovat platformu č. 1 pro přímé zjištění síly úderů.



3. Definovat platformu č. 2 pro zjištění velikosti úderových ploch.
4. Provést experiment pro zjištění tlumících vlastností pěny platformy č. 1.
5. Provést sběr dat v rámci disertačního experimentu na platformě č. 1, 2.
6. Analyzovat a interpretovat data.
7. Zodpovědět hypotézy, provést zhodnocení experimentu, zformulovat doporučení pro praxi a východiska pro další experimenty.

Úkolem práce je nalézt kvalifikovanou odpověď na vědeckou otázku:

*Lze analyzovat a objektivizovat hodnoty impaktní síly, impulsu, tlaku pro tři typy úderu horní končetinou v postoji bez ochranných rukavic?*

Tato vědecká otázka vychází z faktu, že dosud není popsána platforma měření pro hodnocení impaktní síly, impulsu, tlaku pro sebeobrannou akci úderu po přímce zaťatou pěstí, dlaní, loktem v postoji bez ochranných pomůcek.

Splnění úkolů práce vyžaduje experimentálně potvrdit hypotézy H1 a H2, vztahující se k dále uvedeným cílům práce:

V rámci vedlejšího cíle č. 1 bude řešena výzkumná otázka: Jaké je pořadí hodnot síly ( $F_r$ ) pro úder zaťatou pěstí, úder dlaní a úder loktem po přímce?

**Hypotéza 1: Předpokládané pořadí  $F_r$  (kN)  $E>P>D$  se liší podle úrovně zkušeností.**

Deduktivní princip Hypotézy 1: Je předpokládán rozdíl v pořadí dosažené síly úderu podle dosažené úrovně zkušeností na základě potvrzené korelace mezi silou úderu a úrovní zkušeností (Busko et al., 2016; Daruis et al., 2014; De Souza & Marques, 2017; Neto et al., 2008; Smith et al., 2000). Dále je předpokládáno pořadí hodnot impaktní síly jako  $E>P>D$  na základě výsledků předchozího experimentu (Beránek et al., 2020b). Dominance lokte ( $E>P,D$ ) je očekávána také pro veličinu tlaku v rámci vztahu menší kontaktní plochy na maximální tlak v cíli (Spartacus et al., 2021), kde výsledky měření úderových ploch (Beránek et al., 2022) potvrdily pořadí hodnot plochy:  $P>D>E$ . Dále, dominance lokte ( $E>P,D$ ) je očekávána s ohledem na provedení pohybové akce s rotací, kde byl potvrzen pozitivní efekt rotace na generování síly úderu (Dunn et al., 2022).

V rámci vedlejšího cíle č. 2 bude řešena výzkumná otázka: Jaký typ úderu ( $F_n$ ) dosahuje nejvyšší pravděpodobnost přesažení hodnoty 5,1 kN?

**Hypotéza 2: Nejvyšší pravděpodobnosti pro přesažení hodnoty 5,1 kN dosahuje  $F_n$  úderu loktem.**

Deduktivní princip hypotézy H2: Je předpokládáno, že nejvyšší pravděpodobnost přesažení hodnoty 5,1 kN dosáhne úder loktem na základě výsledků hodnocení pravděpodobnosti v předchozím experimentu (Beránek et al., 2020b).

### 3. Experimentální kroky disertačního projektu

Úkol	Řešení	Výsledky
		Zjištěné limity
1. Teoretická analýza dosavadního stavu poznání o fyzikálních vlastnostech úderu horní končetinou	<u>Systematická rešerše - metaanalýza</u> Beránek et al., 2020: Force and velocity of impact during upper limb strikes in combat sports: a systematic review and meta-analysis DOI: 10.1080/14763141.2020.1778075	Kvalitativní syntéza (n=28) fyzikálních parametrů Kvantitativní syntéza (n=13) v mean, F mean Analýza designů zjištění síly úderu Porovnání dvou typů úderu (pěst, dlaň)  Chybí analýza širší skupiny úderů Chybí jednotný design zjištění veličiny síly Chybí popis úderu pro veličinu tlaku Chybí nástroj pro hodnocení rizik zranění útočníka
2. Experimentální testování designu nepřímého zjištění síly	<u>Pilotní design nepřímého zjištění síly</u> Beránek, 2021: Bojové umění v profesní sebeobraně zdravotnického záchranáře DOI: 10.24132/ZCU.2021.10514	n = 3 Testování designu nepřímého zjištění veličiny síly Analýza širší skupiny úderů  Chybí optimální postup pro zjištění dynamiky úderů, zajišťující: měření širší skupiny úderů, bezpečnost probandů, hodnocení čisté síly bez útlumu platformy
3. Experimentální testování designu přímého zjištění síly	<u>Pilotní design přímého zjištění síly</u> Beránek et al., 2020: Upper Limb Strikes Reactive Forces in Mix Martial Art Athletes during Ground and Pound Tactics DOI: 10.3390/ijerph17217782 <u>Hodnocení statického a dynamického útlumu (pěny)</u> Beránek et al., 2021b: Innovation and Injury Prevention in Teaching Professional Self-Defense for IRS Specialized Professions DOI: 10.24132/ZCU.2021.10507	n = 91 Testování designu přímého zjištění veličiny síly Porovnání tří typů úderů bez rukavic v kleku (direkt, dlaň, loket) Hodnocení statického a dynamického útlumu (pěny) Analýza prahu tolerance kostní tkáně na zátěž (MPa, N) Hodnocení pravděpodobnosti dosažení prahu síly  Chybí analýza úderu pro veličinu tlaku Chybí analýza úderu pro hodnotu impulsu Chybí nástroj pro identifikaci hodnoty útlumu měřicí aparatury Chybí analýza vlivu tloušťky pěny a opakovaného zatížení na hodnotu útlumu
3.1 Hodnocení variability síly a dopadových charakteristik pro tři typy úderu	<u>Analýza dopadových charakteristik a čisté síly. Analýzou hlavních komponent (PCA)</u> Beránek et al., 2022: Performance Level and Strike Type during Ground and Pound Determine Impact Characteristics and Net Force Variability DOI: 10.3390/sports10120205	n = 81 Hodnocení časového průběhu veličiny síly napříč pohlavím a levely expertízy pro tři typy úderů Hodnocení impulsu pro tři typy úderů  Chybí hodnocení pro úroveň zkušeností začátečník
4. Experimentální testování designu pro analýzu kontaktních ploch úderů	<u>Pilotní design zjištění velikosti plochy na upraveném zařízení Podokam</u> Beránek et al., 2022: Analysis of the Contact Area for Three Types of Upper Limb Strikes DOI: 10.3390/jfmk7020050	n = 76 Modifikace platformy Podokam Testování metody sejmutí obtisků fotografickým záznamem Analýza velikosti kontaktní plochy (cm <sup>2</sup> ) pro výpočet hodnoty veličiny tlaku
5. Experimentální testování pěny Troocelen pro analýzu útlumu	<u>Pilotní design pro analýzu vlivu tloušťky pěny a vlivu opakovaného zatížení na zjištěnou hodnotu síly</u> The effect of protective mat thickness on the upper limb strike force - In peer review -	n = 36 (126 testů) Provedení testu dopadu pro tři hodnoty veličiny síly, několik vrstev pěny a opakování Model pro predikci silové interakce bez ochrany pro podmínky disertačního experimentu: 1 vrstva pěny Troocelen pro více opakování Identifikace netlumené síly pro výsledek disertačního projektu
Experimenty disertačního projektu	n = 169 Zjištění dynamiky úderu (N, silová deska Kistler 9286B) Hypotéza H1: Předpokládané pořadí F (kN) E>P>D se liší podle levelu zkušeností Zjištění pravděpodobnosti přesažení hodnoty veličiny síly 5,1 kN Hypotéza H2: nejvyšší pravděpodobnosti pro překonání hodnoty F 5,1 kN dosahuje úder loktem Zjištění hodnoty impulsu síly (Ns) Zjištění hodnoty času pro průběh síly (ms) Zjištění hodnoty kontaktních ploch úderu (cm <sup>2</sup> ) Zjištění hodnoty tlaku pod kontaktní plochou (MPa)	

Schéma 1, Příloha 23

Analýza dosavadního poznání a dílčí experimenty disertačního projektu (vlastní)

### 3.1 Kvantitativní analýza síly a rychlosti úderu

Cílem studie (Beranek et al., 2020a) bylo analyzovat a vzájemně porovnat kvantitativní výsledky mechanických veličin úderu v rámci různých sportovních disciplín metodou systematické rešerše – meta analýzy. Databáze Scopus (950), Web of Science (1101) a vedlejší zdroje byly prověřeny s pomocí následující kombinace hesel: impact AND force, strike AND, taekwondo OR, karate OR, self defense OR, combat sport OR boxing.

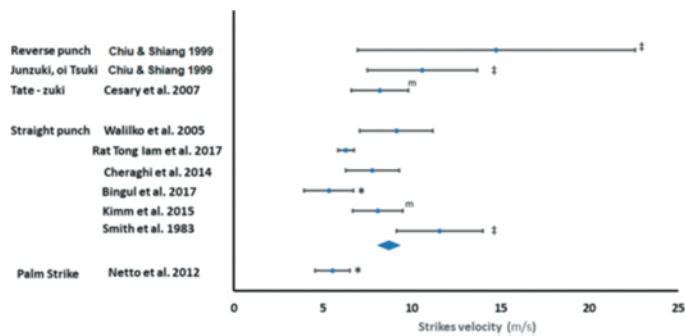
Z celkových 2086 studií bylo identifikováno 28 studií, které poskytly fyzikální charakteristiky úderů z několika bojových systémů. Experimenty se orientovaly na disciplíny bojového sportu a okrajově na systémy sebeobrany. Vlastnosti úderu byly reportovány pro dvě skupiny (úder zaťatou pěstí, úder dlaní) v rozdílných způsobech provedení (podle směru úderu, startovní pozice končetiny před úderem a po úderu, typu postoje aj.) s použitím rukavic. Dostupné reporty umožnily posoudit dva typy úderu (úder zaťatou pěstí a úder otevřenou dlaní). Úder zaťatou pěstí obsahoval 10 variant podle trajektorie úderu, úderové plochy, typu postoje, rotace ruky a preference ruky.

V rámci kvantitativní syntézy bylo zahrnuto 12 studií, které reportovaly výsledky průměrné síly úderu ( $F_{mean}$ ) v cíli a průměrnou rychlost ruky ( $v_{mean}$ ) těsně před dopadem v cíli. Průměrná rychlost všech měřených úderů byla 8,8 m/s, kde nejvyšší zastoupení měly přímé údery s průměrnou rychlostí 8,04 m/s (Obrázek č. 15). Průměrná impaktní síla všech měřených úderů byla 1659 N, průměrná síla pro přímé údery 3420 N a nejvyšší maximální síla úderu 4741 N (Obrázek č. 16). Hodnoty průměrné impaktní síly pro úder zaťatou pěstí dosahovaly vyšších hodnot než hodnoty pro úder dlaní. Ten byl reportován pouze ve třech studiích (Neto et al., 2008, 2009, 2012) v rámci shodného designu zjištění síly s výsledkem 355 N, 930 N a 1706 N.

## Obrázek 15

### Průměrná rychlost pro skupinu úderů

Legenda: m = studie se smíšenou úrovní zkušeností, ‡ vyšší hodnota než oba úder Kung fu podle Tukey post hoc testu, \* vyšší než všechny další hodnoty úderů podle Tukey post hoc testu, † vyšší než Chadli et al. (2014) úder podle Tukey post hoc testu, † vyšší než Loturco et al. (2016) úder podle Tukey post hoc testu, vyšší než přímý úder podle Buško et al. (2016) a Pierce et al. (2006) podle Tukey post hoc testu, symbol diamant reprezentuje vážený průměr pro přímý úder

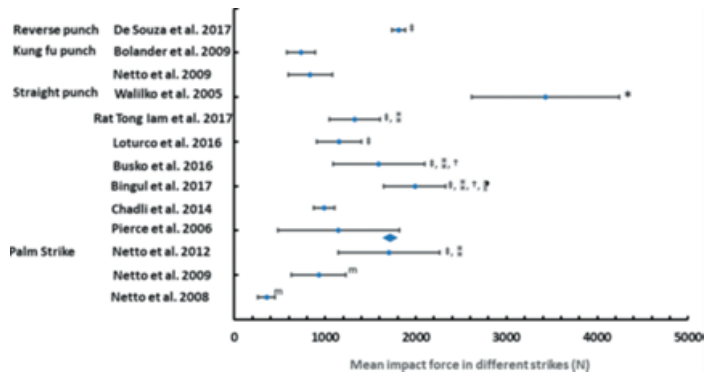


(Beranek et al., 2020a)

## Obrázek 16

### Průměrná impaktní síla pro skupinu úderů

Legenda: m = studie se smíšenou úrovní zkušeností, ‡ vyšší hodnoty rychlosti úderu než další autoři bez tohoto označení podle Tukey post hoc testu, \* nižší než další autoři bez tohoto označení podle Tukey post hoc testu. Symbol diamant reprezentuje vážený průměr pro přímý úder.



(Beranek et al., 2020a)

### 3.1.1 Shrnutí

Studie porovnávala fyzikální vlastnosti úderů v rámci realizovaných experimentů a potvrdila vysoký technický, taktický potenciál pro přímý typ úderu. Ten doporučila pro trénink bojových sportů včetně soutěží, stejně tak pro výcviky v sebeobraně. Pro porovnávání akcí úderů mezi sebou bylo shrnuto několik limitů. Hlavním limitem je absence informací o širší skupině úderů, kde reporty jsou dostupné pouze pro úder po přímce zařatou pěstí a velmi omezeně pro úder dlaní. Dalším limitem byla omezená porovnatelnost výsledků, na což

poukazuje vyloučení 16 studií bez srovnatelných kvantitativních hodnot. Do statistické analýzy bylo nakonec zahrnuto jen 12 studií, ale s různou metodikou provedení pohybové akce s ohledem na odlišnosti úderové akce v jednotlivých systémech (Bolander et al., 2009 – systém Moy Tung Wing Tsun; Buško et al., 2016 – systém Box, Taekwondo; De Souza & Marques, 2017 – systém karate; Walilko et al., 2005 – systém Box; Tong-Iam et al., 2017 – systém Muai Thai; Loturco et al., 2016 – systém Box; Chadli et al., 2014 – systém Box). 10 variant provedení limituje komparaci a vyžaduje hodnocení striktně v kontextu konkrétního bojového systému.

Další limit poukázal i na odlišnou úroveň zkušeností probandů v jednotlivých studiích pro zjištění síly úderu. Studie Bolander et al., 2009 neuvedla úroveň zkušeností. Důvodem mohla být povaha systému bojového umění, kde absence soutěží dělá určení úrovně zkušenosti obtížnější. Loturco et al., 2016 a Chadli et al., 2014 reportovali amatérskou úroveň zkušeností, zatímco zbytek studií pracoval s úrovní profesionál. Stejně tak, při hodnocení rychlostí úderů, tři studie testovaly směs začínajících a pokročilých účastníků (Cesary & Bertuccio, 2008; Kimm & Thiel, 2015; Neto et al., 2009). Některé experimenty použily rukavice (Buško et al., 2016; Chadli et al., 2014; Tong-Iam et al., 2017; Loturco et al., 2016; Walilko et al., 2005), zatímco v těch ostatních rukavice nefigurovaly (Bolander et al., 2009; De Souza & Marques, 2017). Otázkou ke zvážení byly i limity v odlišných designech experimentů, kde zastoupení jak přímého, tak nepřímého zjištění síly úderu přineslo další nejistoty včetně rozdílů uvnitř těchto dvou skupin (například na úrovni měřicí platformy: De Souza & Marques, 2017 použil tréninkovou pomůcku Makiwaru, Walilko et al., 2005 použil figurínu Dummy). Posledním důležitým aspektem byla absence reportů o tělesné hmotnosti u některých studií, což zabraňovalo bližšímu určení vztahu tělesné hmotnosti a zjištění reaktivních sil. Pro úder horní končetinou nebyl nalezen určující vztah (Neto et al., 2008; Pierce et al., 2006) a i když v případě kopů tělesná hmotnost hrála důležitou úlohu (Pędzich et al., 2006; Ramakrishnan et al., 2018), v případě úderů tomu tak nebylo (Neto et al., 2008, Pierce et al., 2006). Místo toho, úroveň zkušeností (Daruis et al., 2014) a postoj (Bingul et al., 2017) byly označeny jako klíčový komponent výsledné síly úderu.

### **3.2 Experimentální testování designu nepřímého zjištění síly**

Cílem experimentu (Beránek, 2021a) bylo ověřit možnosti jednoosého akcelerometru a dostupného laboratorního vybavení v designu nepřímého zjištění síly úderu bez ochranných pomůcek. Hlavním cílem měření bylo zjištění hodnoty  $F_{peak}$  u profesionálních bojových atletů pro širší skupinu úderů, kopů a úderu tyčovitým předmětem. Vedlejším cílem bylo kvalitativní

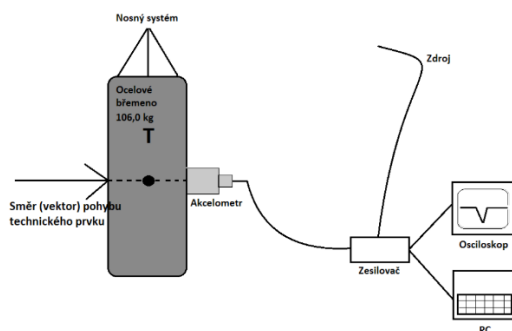
hodnocení komfortu při měření z pohledu probandů jako východisko pro další experimenty.

Tři probandi, muži ( $n = 3$ ,  $30 \pm 7$  let,  $86 \pm 18$  kg,  $182 \pm 13$  cm) s profesionální úrovní zkušeností v systému bojového sportu Kickbox a systému Sebeobrany provedli celkem 12 úderů pro každou pohybovou akci: úder přímý zařatou pěstí (oicuki), úder hranou ruky po oblouku (yokomen) bez ochranné pěny a úder zařatou pěstí, hranou ruky, loktem, dlaní s ochrannou pěnou. Probandi provedli také akci úderu tyčovitým předmětem (hliník, 530 mm, 440 g) a akci kopu. Všechny tyto pohybové akce byly vedeny radiálně na válcovou plochu o polohovatelné výšce, kde rotační osa válce byla orientovaná svisle. Výška byla nastavena individuálně pro každého probanda (halový jeřáb) jako střední pásmo zásahu. Probandi provedli akce dominantní končetinou a z postoje podle vlastní preference. U akce kopů byla použita standardní zápasnická obuv u všech probandů.

Sběr dat proběhl v období 24 hodin v laboratoři Fakulty strojní, Západočeské univerzity v Plzni. Měřicí aparaturou byl akcelerometrický snímač (Brüel&Kjaer – Accelerometer Type 4393), zesilovač pro akcelerometrický snímač (Brüel & Kjaer – Charge Amplifier Type 2635), osciloskop pro přímé zobrazení průběhu (Hewlet Packard Oscilloscope 54603B) a PC s vyhodnocovacím softwarem - SPURT. Nezbytnou součástí vybavení bylo ocelové břemeno válcového tvaru (výška 50 cm, průměr 16 cm, hmotnost 106,0 kg) zavěšené na nosném systému pomocí zanedbatelně hmotných a velmi poddajných polyesterových úvazků (Obrázek č. 17). Čidlo bylo zorientováno tak, aby směr (vektor) pohybu měřené pohybové akce probanda procházel hlavní měřicí osou čidla a zároveň těžištěm ocelového břemena. Dodržení této podmínky bylo klíčové pro přesný průběh měření. Čidlo při dopadu končetiny nebo předmětu zaznamenalo zrychlení břemene. Zásahová plocha byla kryta subjektivně středně tvrdou tlumicí pěnou PUR (výplň tréninkové lapy) o tloušťce 1 cm.

## Obrázek 17

*Schéma měřicí aparatury nepřímého zjištění síly*



(Beranek, 2021a)

Výsledky zobrazily maximální naměřenou hodnotu zrychlení ( $m/s^2$ ) detekovanou akcelerometrem, maximální hodnotu přepočtené síly pro každého probanda s pomocí 2. Newtonova zákona ( $F = ma$ ) a dále byla popsána ekvivalentní hmotnost jako ekvivalent staticky působící síly (kg) s pomocí hodnoty „referenčního“ tíhového zrychlení  $g_0 = 9,80668m/s^2$  (definována vztahem podílu  $F$  a  $g_0$ , Tabulka č. 4). Maximální zjištěná síla pro akce s tlumicí pěnou v dopadové zóně potvrdila následující pořadí od nejvyšší síly: 5,4 kN pro úder loktem, 3,5 kN pro úder dlaní a 3 kN pro úder zařatou pěstí.

**Tabulka 4**

*Celkové výsledky experimentu nepřímého zjištění síly*

Typ pohybové akce		Maximální naměřená hodnota zrychlení ( $m/s^2$ )	Maximální hodnota přepočtené síly (N)	Ekvivalent staticky působící síly (kg)
Úder přímý zařatou pěstí (oicuki) bez ochranné pěny	p1	<b>-9,79*</b>	<b>1038*</b>	<b>106*</b>
	p2	-9,43	1000	
	p3	-9,07	961	
Úder hranou ruky po oblouku (yokomen) bez ochranné pěny	p1	<b>-12,43*</b>	<b>1317*</b>	<b>134*</b>
	p2	-8,96	950	
	p3	-10,37	1100	
Úder přímý zařatou pěstí (oicuki)	p1	<b>-29,01*</b>	<b>3075*</b>	<b>314*</b>
	p2	-26,41	2800	
	p3	-28,06	2975	
Úder loktem vnější (hidžicuky)	p1	<b>-51,05*</b>	<b>5411*</b>	<b>552*</b>
	p2	-49,52	5250	
	p3	-46,98	4980	
Úder hranou ruky po oblouku (yokomen) v zařaté pěstí	p1	-25,94	2750	<b>305*</b>
	p2	-26,79	2840	
	p3	<b>-28,19*</b>	<b>2988*</b>	
Zednická facka s úderovou plochou patky dlaně	p1	-33,01	3499	<b>407*</b>
	p2	-34,45	3652	
	p3	<b>-37,63*</b>	<b>3989*</b>	
Úder tyčovitým předmětem v horizontálním směru	p1	<b>-98,10*</b>	<b>10398*</b>	<b>1061*</b>
	p2	-98,05	10393	
	p3	-92,98	9856	
Kop přímý celou plochou chodidla (maigeri)	p1	-52,41	5555	<b>622*</b>
	p2	<b>-57,51*</b>	<b>6096*</b>	
	p3	-56,79	6020	
Kop kolenem čelní (hizageri)	p1	-62,73	6649	<b>687*</b>
	p2	-56,82	6023	
	p3	<b>-63,55*</b>	<b>6736*</b>	



Kop přímý celou plochou	p1	-71,12*	7539*	769*
chodidla (maigeri) bez lapy	p2	-68,26	7236	
(100 % razance)	p3	-65,56	6949	

\* – maximální dosažená hodnota ze všech probandů

(upraveno dle Beranek, 2021a)

### 3.2.1 Shrnutí

Experiment provedl testování designu nepřímého zjištění síly. Mezi výhody zvoleného designu patřila technická dostupnost měřicí aparatury, polohovatelnost cíle a minimální vliv kabeláže aparatury na výkon atleta. Nevýhodou zvoleného designu byly některé technické limity, například nemožnost detekovat složky nositelky síly do příčných os (x, y). V rámci psychologických limitů, probandi hodnotili zásahovou plochu válcového tvaru jako limitující a nekomfortní. Stejně tak uchycení ochranné pěny bylo problematické pro operátora experimentu a hodnota útlumu této pěny byla provedena pouze odhadem (10–20 %).

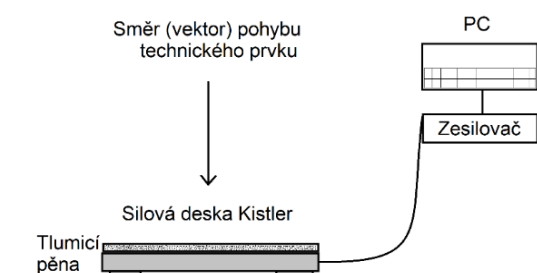
### 3.3 Experimentální testování designu přímého zjištění síly

Cílem experimentu (Beranek et al., 2020b) bylo ověřit možnosti silové desky Kistler (Obrázek č. 18) pro přímé zjištění síly u úderů horní končetinou. Hlavním cílem měření bylo zjištění hodnoty  $F_{peak}$  u skupiny mužů a žen ve třech typech úderu v kleku bez ochranných pomůcek. Vedlejším cílem bylo zjištění vztahu mezi maximální silou a základní antropometrií a určení pravděpodobnosti překonání prahu síly 5,1 kN.

91 probandů ( $n = 91$ , 26 +/- 8 let, 75 +/-20 kg, 177 +/- 11 cm) s pokročilou nebo profesionální úrovní zkušeností v systému sebeobrany provedlo celkem 15 úderů po přímce dominantní horní končetinou. 5 úderů zařatou pěstí, 5 úderů otevřenou dlaní a 5 úderů loktem bylo provedeno ze stejné startovní pozice (Obrázek č. 19), kde obě ruce byly v kontaktu se spodní čelistí, a vzdálenost od zásahové plochy byla určena kontaktní vzdáleností natažené horní končetiny v pěst před každým pokusem.

## Obrázek 18

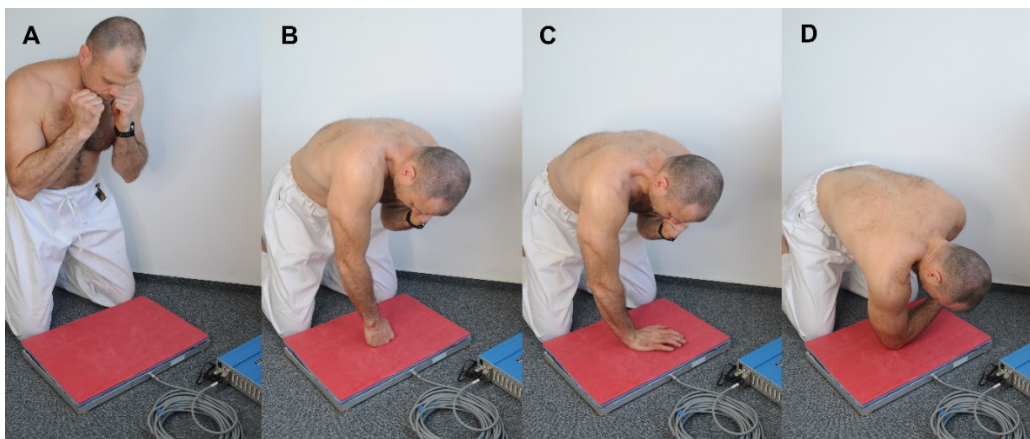
*Schéma měřicí aparatury přímého zjištění síly*



(vlastní)

## Obrázek 19

*Měření pohybové akce úderu horní končetinou v kleku: a) startovní pozice, b) úder zařátou pěstí po přímce, c) úder otevřenou dlaní po přímce, d) úder loktem po přímce*



(vlastní)

Sběr dat proběhl v laboratoři Západočeské univerzity v Plzni (ústav Nové technologie) a na vybraných sportovištích v Plzeňském kraji. Měřicí aparatura Kistler 9286 B (Kistler Inc instrumente, GmbH, Winterthur, Švýcarsko) byla uložena horizontálně na rovném povrchu země. Kontaktní plocha desky byla kryta hustě dimenzovanou pěnovou rohoží Trocellen (Trocellen Italia Sp. a, Treviso, Itálie) o rozměrech 60 x 40 x 1,8 cm s certifikací Světové federace karate WKF. Spojení desky a pěny bylo zajištěno oboustrannou lepicí páskou po celé

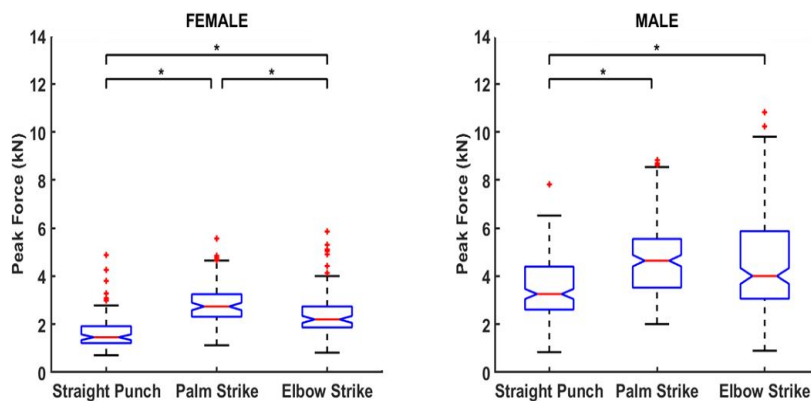
ploše o zanedbatelné tloušťce.

Probandi vedli úderové akce z pozice v kleku před deskou na vyvýšené podložce, která se nacházela v rovině rovnoběžné s kontaktní plochou desky. Snímkovací frekvence měřicí aparatury byla nastavena na 10 000 Hz. Prahová hodnota naměřené síly byla nastavena na 10 N a nastavení desky pro osu „z“ (hloubka) bylo upraveno z výchozí hodnoty 22 mm na hodnotu 40 mm s ohledem na výšku ochranné pěny.

Celkem bylo pořízeno 1360 záznamů úderů, které byly analyzovány podle pohlaví, techniky (Příloha č. 8). Pro srovnání mezi údery došlo u každého subjektu k odstranění nejvyšší a nejnižší hodnoty  $F_{peak}$  a pro statistickou analýzu byl použit průměr z tohoto redukováného data setu. Pro hodnocení pravděpodobnosti a porovnání s předchozími výsledky experimentů měření síly úderu, všechny hodnoty  $F_{peak}$  (neredukovaný data set) byly zachovány pro statistickou analýzu. Muži poukázali na signifikantně vyšší hodnoty  $F_{peak}$  než ženy pro všechny skupiny úderů. U obou pohlaví, přímé údery dosahovaly nižší  $F_{peak}$  než úder dlaní a loktem. Úder dlaní byl vyšší než úder loktem u skupiny žen a u skupiny mužů nebyl pozorován žádný rozdíl (Obrázek č. 20). V rámci obou pohlaví, úder zaťatou pěstí dosahoval průměrné síly 2,9 kN, úder otevřenou dlaní 4,1 kN a úder loktem 3,8 kN.

## Obrázek 20

*Výsledky mezi třemi typy úderu (kN)*

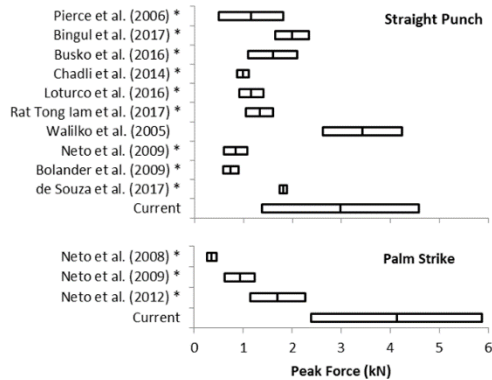


(Beranek et al., 2020 b)

Srovnání úderů s výsledky předchozích studií v postoji bylo možné pouze pro přímý úder zaťatou pěstí a úder dlaní. Hodnoty  $F_{peak}$  pro oba typy úderů, provedených z pozice v kleku byly vyšší, než hodnoty naměřené v postoji (Příloha č. 9, Obrázek č. 21).

## Obrázek 21

Porovnání  $F_{peak}$  přímého úderu a úderu dlaní s předchozími studiemi v postoji \* = signifikantně nižší, než v aktuální studii

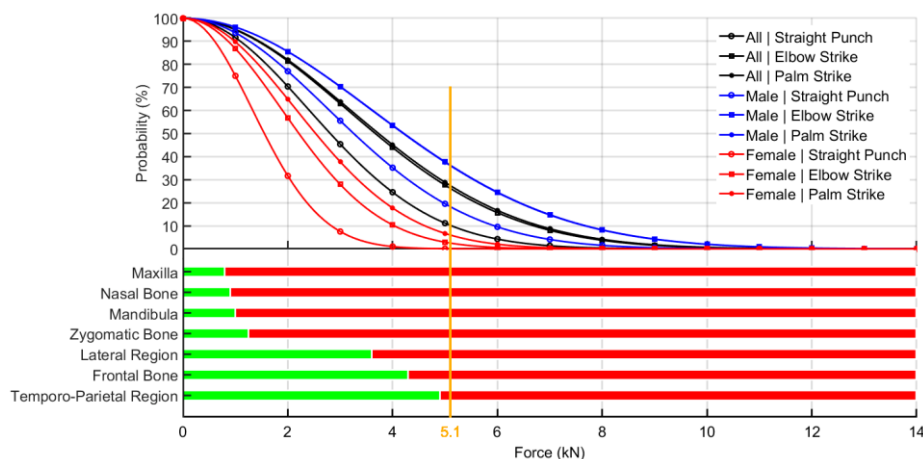


(Beranek et al., 2020b)

Byl stanoven práh síly 5,1 kN, který reprezentoval hranici tolerance kostní tkáně lebky na zátěž podle zajištěných reportovaných experimentů (Příloha č. 10). Pravděpodobnost překročení tohoto prahu byla 10,2 %, 26,2 % a 27,4 % pro přímý úder zařatou pěstí, úder dlaní a úder loktem ve skupině všech probandů. Muži přesáhli práh v 18,3 %, 36,3 % a 36,1 % pro stejné pořadí úderů (Příloha č. 11, Obrázek č. 22).

## Obrázek 22

Pravděpodobnost překročení prahu síly 5,1 kN pro tři typy úderu a regiony kostní tkáně lebky



(Beranek et al., 2020 b)

### 3.3.1 Shrnutí

Experiment provedl testování designu přímého zjištění síly. Měřicí platforma splňovala vysoké technické požadavky s ohledem na specifikace výrobce Kistler. Stejně tak platforma umožnila měření probandů s rozdílnými zkušenostmi. Komfort měření byl hodnocen probandy kladně a rizika zranění jako nižší nebo srovnatelné s vykonáváním stejných nebo podobných pohybových akcí v tréninku a v zápase. Zásahová plocha platformy poskytla dostatečné prostorové podmínky pro provedení pohybové akce úderu včetně uchycení ochranné pěny, což umožnilo měření úderu bez ochranných rukavic.

### 3.4 Experimentální měření velikosti kontaktních ploch na platformě Podokam

Cílem experimentu (Beranek et al., 2022) bylo popsat velikost nedeformovatelné 2D snímací plochy (mm<sup>2</sup>) pro tři části horní končetiny, které představují úderovou plochu úderu zařatou pěstí, dlaní a loktem u skupiny mužů a žen. Protože dostupná literatura nereportovala postup pro sběr obtisků vybraných segmentů horní končetiny, bylo testováno 5 variant sběru dat: Skenování 3D skenerem, obtisky do pískového podkladu s vodou, obtisky do modelovací hmoty, obtisky obarveného segmentu na papír a pořízení obrazového záznamu s pomocí platformy Podokam. Jako první byl použit laserový skener (3D Scanner, HandySense, Revopoint, USA) a software (Revo Scan v. 4.1.1), kde došlo k naskenování a vytvoření modelu třech segmentů horní končetiny u jednoho figuranta. Kontaktní segment ale bylo možné určit pouze subjektivně na základě odhadu z fotografie segmentu horní končetiny (Příloha č. 12).

Na druhém místě byla testována metoda obtisku do písku, která umožnila zobrazení reálné kontaktní plochy při statické simulaci úderu. Obtisk byl následně snímán s pomocí fotoaparátu na stativu tak, aby byl dodržen stejný zorný úhel a vzdálenost mezi objektivem a dopadovou zónou s pískem pro všechny záznamy. Fotografie byly následně zpracovány v grafickém programu, kde reliéf obtisku byl vyznačen černou barvou a připraven pro další zpracování (Příloha č. 13). Pro viditelnost obtisku, písek byl doplněn přesným množstvím vody 200 ml a to po každém vysušení. Poměr vody a písku však určoval jak kvalitu obtisku, tak také jeho rozložení v ploše, přičemž přirozeným odpařováním vody se tento poměr měnil. Tím bylo složité zajistit standardizované podmínky pro jednotlivá měření. Druhým limitem byla přítomnost kráteru u každého obtisku, kde vlastní plochu obtisku bylo možné odlišit od exponovaných okrajů jen subjektivně (Příloha č. 13 b).

Na základě limitů, spojených s vlastnostmi písku, v dalším kroku byla testována metoda

obtisku do modelovací hmoty (příloha č. 14). Modelovací hmota neměnila na rozdíl od hmoty písku své vlastnosti v průběhu měření. Limitem byla ale vysoká tvrdost hmoty, kde kvalita obtisku požadovala vyšší silový potenciál probanda (například více disponování probandi zanechali větší plochu obtisku). Nepodajnost modelovací hmoty bylo možné upravit teplotou, ale její regulace vyžadovala speciální technické řešení.

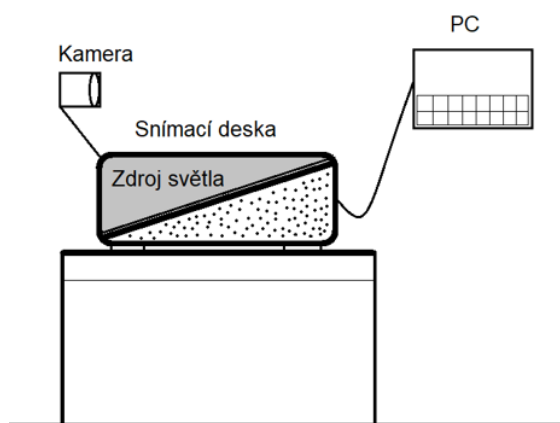
Limity ukázala i metoda obarvení segmentu končetiny s následným obtiskem na papír (Příloha č. 15). Významným limitem byly barevné efekty v okolí vlastního obtisku, kde filtrování těchto nežádoucích obarvených ploch bylo možné jen subjektivně.

Kromě uvedených pokusů s různými typy materiálů, testované byly i dynamické přístupy sběru obtisku. Figuranti prováděli úder o 70% intenzitě do polystyrenových desek o různé hustotě, které byly fixované na pevném podkladu. Obtisk byl identifikován na základě lomových struktur těchto pěn. Tyto přístupy však nesplňovaly podmínku bezpečnosti, protože vlastnosti lomu pěny zároveň umožnily nepředvídatelnost nárazu do podpurné desky.

Nakonec, požadavek objektivního, standardizovaného odečtu obtisku pro další zpracování splnil podiatrický přístroj s rigidní, průhlednou snímací platformou. Sběr dat proběhl v laboratoři Západočeské univerzity v Plzni, na Fakultě zdravotnických studií. 38 mužů a 38 žen ( $n = 76$ ,  $27,3 \pm 8,5$  let,  $73,9 \pm 13,8$  kg,  $173,3 \pm 8,4$  cm) s pokročilou úrovní zkušeností v systému sebeobrany (mezi 6–12 měsíci) provedlo celkem 9 statických simulací úderu dominantní končetinou. Snímací deska měřicí aparatury Podokam (Obrázek č. 23) (ING Corporation, Česká republika) se speciálně vyrobenou experimentální clonou a s přídavným zdrojem světla (Fenix, HP30R V2.0, 2000 lm, 5500–6500 K) byla umístěna ve výšce 105 cm. HD kamera Logitech Pro C920 snímala 9 obtisků končetiny u každého probanda za minimálních světelných podmínek v laboratoři (červené světlo o síle 5 W).

### **Obrázek 23**

*Schéma měřicí aparatury*

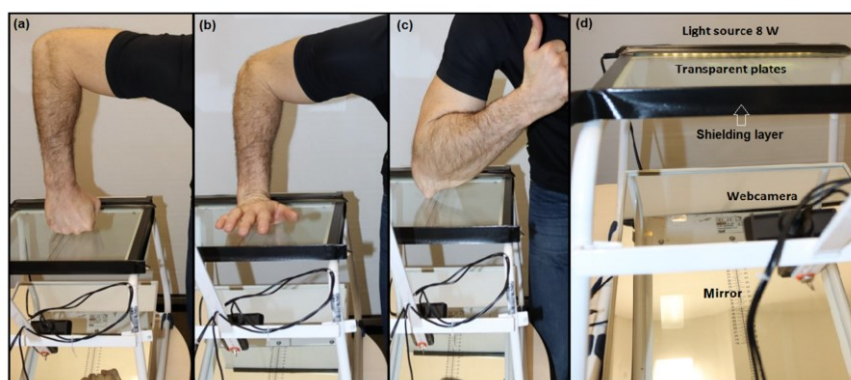


(vlastní)

Probandi zaujali pozici vstoje před deskou a provedli obtisk metakarpálních a proximálních kloubů zaťaté pěsti bez palce v pozici předloktí vůči podložce 90 stupňů. Dále provedli obtisk karpální a metakarpální oblasti dlaně v pozici končetiny svírající 50 stupňů vůči podložce a obtisk olekranonu v pozici flexe končetiny svírající 30 stupňů vůči podložce (Obrázek č. 24).

## Obrázek 24

*Měření tří typů úderu a celkový pohled na pracoviště*



(Beranek et al, 2022)

Celkem bylo pořízeno 684 záznamů. Výsledky určily velikost ploch jako ekvivalentu průměru disku (mm) pro direkt v intervalu 11,7 – 55,3 mm, pro dlaň 27,6 mm – 67,2 mm a pro loket 6,0 – 33,4 mm (Tabulka č. 5, Obrázek č. 25).

## Tabulka 5

*Ekvivalent průměru disku (mm) pro tři techniky*

Technika	Subjekt	průměr ± SD (Minimum – Maximum)
<b>Direkt</b>	Komplet	33.8 ± 8.9 (11.7–55.3)
	Muži	33.7 ± 8.8 (19.5–55.3)
	Ženy	33.8 ± 9.0 (11.7–50.2)
<b>Loket</b>	Komplet	17.2 ± 5.6 (6.0–33.4)
	Muži	16.0 ± 4.6 (9.5–30.6)
	Ženy	18.4 ± 6.3 (6.0–33.4)
<b>Dlaň</b>	Komplet	45.8 ± 7.7 (27.6–67.2)
	Muži	47.9 ± 8.2 (27.6–67.2)
	Ženy	43.7 ± 6.5 (32.2–57.7)

---

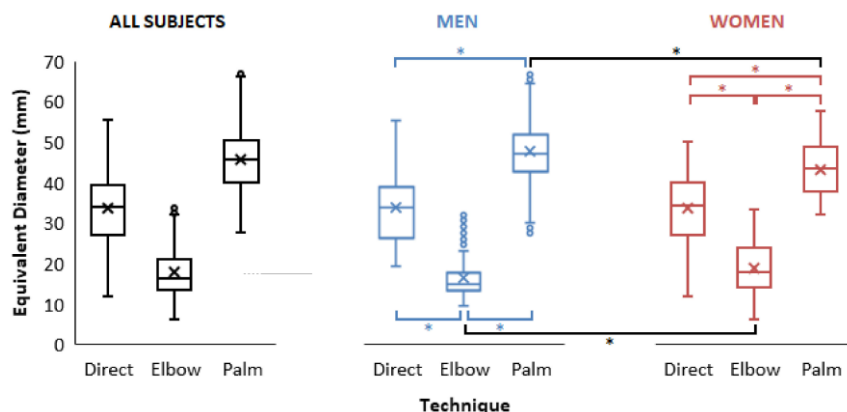
**Komplet** Komplet (n = 76) 33.8 ± 8.9 (11.7–55.3)

---

(Beranek et al., 2022)

## Obrázek 25

*Výsledky velikosti plochy pro tři typy úderu*



(Beranek et al., 2022)

### 3.4.1 Shrnutí

Experimentem bylo provedeno zjištění velikosti úderové plochy jako ekvivalent průměru disku (mm) s pomocí nedeformovatelné snímací podložky. Hlavní technickou předností byla objektivní identifikace obtisku s pomocí kontrastní fotografie, kde nebylo nutné určení skutečného obtisku v deformovatelném materiálu (jako v případě měkkých hmot: písek, modelovací hmota, polystyren). Variabilita provedení mezi jednotlivými typy statické simulace úderu vlivem možného posunu končetiny při každém opakování se prokázala pouze u 19 snímků z 228 trojic snímků, kde kritérium relativního rozsahu bylo vyšší než 20 % a prokázalo dobrou opakovatelnost měření v populaci. Snímací deska neměnila svoje vlastnosti po celou dobu experimentu a představovala zcela minimální psychologické bariéry pro probanda.

### 3.5 Hodnocení útlumu pěny Trocelen pádovou zkouškou

Cílem experimentu bylo stanovit útlumové vlastnosti ochranné rohože (pěny) měřicí platformy ze zesíťovaného polyetylenu ve spojení s jejím opakovaným zatížením. Byl použit test dopadu padajícího tělesa pro popis skutečných nárazových sil působících bez ochranné pěny při srážce horní končetiny s tuhou (kovovou) měřicí platformou. V úpolových sportech,



stejně jako v řadě ostatních sportů (gymnastika aj.) je běžné použití podložek, které tlumí nejčastěji doskok (Mills, 2017). Nebyl však dohledán žádný produkt, který by byl určený pro potřeby vycházející z měření dynamiky úderu horní končetinou. Pro realizaci disertačního experimentu bylo řešením použití pěny z prostředí úpolových sportů. Tato pěna byla použita pro krytí kontaktní plochy silové desky, což bylo řešeno v předchozích studiích (Adamec et al., 2021; Beránek et al., 2020b).

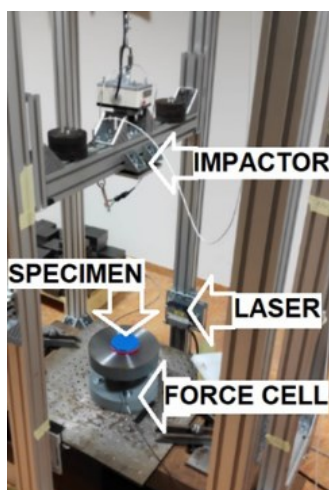
Zjištění dynamiky úderu představuje dis komfort spojený s problematikou přímého zjištění síly, které je podmíněno srážkou horní končetiny probanda s měřicí platformou. Designy lze realizovat i s pomocí kinematiky (Gianino et al., 2010; Daniel et al., 2014; Kimm et al., 2015), ale také zde velmi často figuruje pevný cíl (Příloha č. 16) jako přirozená podmínka pro úderovou akci. Realizované experimenty pro popis dynamiky úderu použily různá technická řešení pro snížení dis komfortu během měření. Probandi použili ochranné rukavice a k tomu, měřicí aparatura byla v některých případech upravena různými technickými způsoby. Jedním z nich byl kyvadlový systém (Atha et al., 1985; Chadli et al., 2014), který zajistil pohyb cíle v momentu srážky. V dosud reportovaných experimentech, až na některé výjimky (makiwara, boxovací pytle, tělový kryt, přelamovací desky, dummy, míče), cíle byly kryty pěnou. U pěny platí předpoklad mechanických vlastností, respektive schopností absorbovat energii. Popis však v dostupné literatuře chybí (Příloha č. 16) a je možné, že výsledky předchozích experimentů podcenily reálnou silovou interakci a že netlumená síla byla vyšší než experimentálně zjištěná síla úderu prováděná s ochrannou pěnou. Pěna ovlivňuje také impuls, který společně s  $F_{peak}$  determinuje zranění hlavy při nárazu (Tong- Iam et al., 2017; Adamec et al., 2013; Svoboda et al., 2016; Cournoyer & Hoshizaki, 2019; Rousseau & Hoshizaki, 2015; Beránek et al., 2020a).

Polymerové pěny se používají všude tam, kde prioritou je ochrana uživatele a prevence poškození tkáně. Pěnový výrobek musí absorbovat energii během nárazu a udržet generovanou maximální sílu pod určitou hodnotou, která nebude představovat riziko zranění. Tlumičí vlastnosti pěn jsou často charakterizovány zkouškou nárazu padajícím závažím, kde těleso s danou geometrií a hmotností spadne z dané výšky na zkušební vzorek, zatímco se zjistí hodnota síly (Tomin & Kmetty, 2022). Zesíťovaná polyethylenová pěna, která byla sledována v této práci, je často tvořena strukturou s uzavřenými buňkami a je charakteristická svými schopnostmi zotavení po deformačním zatížení (Tomin & Kmetty, 2022). To by mohlo znamenat příležitost k jejímu opakovanému použití pro měření lidských úderů. Vlastnosti pěny jsou dále ovlivněny procesem pění, zesíťovanou strukturou a tloušťkou, kde tyto specifikace nejsou pro sportovní podložky dobře definovány (Tomin & Kmetty, 2022).

K reprodukci impaktní síly úderu do pěny byl použit test pádové zkoušky. Ten byl realizován na experimentálním zařízení (Obrázek č. 26) v rámci Západočeské univerzity v Plzni, Fakulty aplikovaných věd. Zařízení, testované v předchozích experimentech (Hynčík et al., 2021; Kottner et al., 2020; Kottner et al., 2019), se skládalo z vysoce tuhého rámu, impaktoru, laserových snímačů vzdálenosti a kontaktní plochy se siloměrem.

## Obrázek 26

*Experimentální zařízení pro pádovou zkoušku*



(vlastní)

Impaktor byl připevněn k vodorovnému nosníku připojenému k elektromagnetu EATON 1360-CSA (Eaton Corporation PLC, Dublin, Irsko) s maximální přídržnou silou 960 N. Elektromagnet byl použit k uvolnění nosníku kontrolovaným způsobem, kdy impaktor a nosník dohromady vážily 8 kg a jeho kontaktní plochu představovala obdélníková hlava o rozměrech 12 cm × 14 cm. Impaktor byl umístěný v dané výšce nad vzorkem, který se nacházel na pevné podpěře o hmotnosti 500 kg se zabudovaným 50 kN siloměrem KISTLER 9351B (Kistler, Winterthur, Švýcarsko). Posuvný mechanismus byl vybaven teflonovými vložkami snižujícími tření a umožňoval pohyb horizontálního nosníku s impaktorem po dvou vertikálních nosnících. Každý vertikální nosník byl osazen MICRO-EPSILON optoNCDT (Micro-Epsilon Messtechnik GmbH, Ortenburg, Německo) laserovým snímačem vzdálenosti. Ten detekoval vzdálenost mezi každým koncem horizontálního nosníku a rovinou, na kterou byl umístěn vzorek.

Testovací parametry vycházely z předpokladu, že velikost maximální síly úderu může přesáhnout 10 kN (Beranek et al., 2020b) a průměrná rychlost ruky při sevřené pěsti může dosáhnout hodnoty nad 10 m/s (Beranek et al., 2020a) s maximem nad 20 m/s (Chiu & Shiang.,

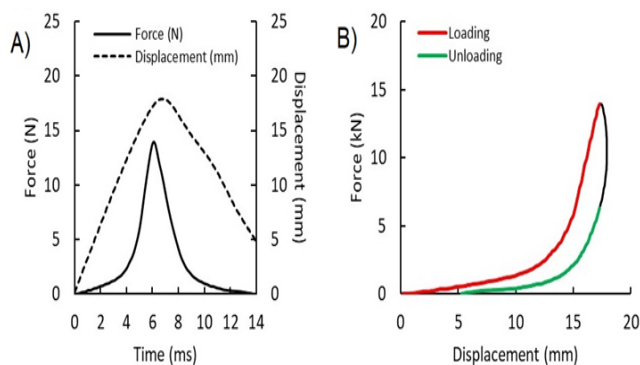
1999). Na tomto podkladě došlo k nastavení pro rozsah dopadových sil od 0 – 16 kN: 15 cm (1,7 m/s), 25 cm (22,1 m/s) a 50 cm (31,3 m/s). Průměr zkušebního tělesa (74 mm) byl zvolen podle odpovídajícího průměru (67,2 mm) kontaktní plochy úderu dlaně (Beranek et al., 2022a), která představuje kontaktní plochu ruky s nejvyšší hodnotou maximální síly (Beranek et al., 2020b).

Vzorky vznikly odebráním ze zesíťované polyethylenové pěnové rohože (model Tatami Karate WKF s certifikátem Světové federace karate) s uzavřenými buňkami o tloušťce 18 mm (Trocellen Italia S.p.a, Treviso, Itálie). Jednalo se o kruhové kusy o průměru 74 mm. K připojení dvou, nebo tří kusů k sobě byla použita oboustranná páska. Tak byly získány vzorky skládající se z jedné (18 mm), dvou (36 mm) a tří (54 mm) vrstev. Každý vzorek byl umístěn do středu tuhé nosné konstrukce a následně došlo k uvolnění impaktoru ze tří různých výšek: 15 cm, 25 cm a 50 cm. Každý vzorek byl testován 3x (3 opakování) s minimální dobou relaxace. Tři vzorky byly testovány pro všechny modalities (3 výšky pádu, 1–3 vrstvy), výsledkem bylo 27 vzorků a 81 testů. Pro výšku pádu 50 cm byly testovány tři další vzorky pro všechny tři vrstvy, každý v pěti opakováních, což vedlo k 9 dalším vzorkům a 45 testům. Celkem bylo testováno 36 vzorků ve 126 testech.

Data byla zpracována programem MATLAB® R2019b (MathWorks®, Inc., Natick, MA, USA). Jako první byl proveden test jednocestné ANOVY pro opakované měření, po níž následoval levostranný post hoc t test pro porovnání rozdílů síly/opakování. Posun na vzorku a síla vyvíjená impaktorem byly následně zpracovány jako funkce času. Posun byl vypočítán jako průměr vzdálenosti obou laserových senzorů. Navíc byla dodatečně zpracována pouze ta část křivky posun-síla, která odpovídala stlačení a následnému uvolnění vzorků. Zbývající data byla vyřazena (Obrázek č. 27 a). Křivka posun-síla byla rozdělena na „zátěžovou“ (vzestupnou) a „odlehčovací“ (sestupnou) část. Vzestupná část byla vzata od začátku křivky do silového maxima. Ve zbývající části křivky byly vyřazeny datové body s hodnotami komprese vyššími, než je ta, při které došlo k maximální síle. Tak byla získána sestupná část. Proces je znázorněn na Obrázku č. 27 b.

### **Obrázek 27**

*Údaje o síle, čase a posunu během nárazu. (A) Ilustrace křivky posun-čas a síla-čas. (B) Ilustrace křivky posun-síla. Vzestupná a sestupná část je zvýrazněna červeně a zeleně. Černé části křivky byly vyřazeny.*



(Beranek et al., 2023: In peer review)

Pro každou výšku pádu a opakování byly identifikovány hodnoty maximální síly  $F$  a odpovídající posunutí  $x$  (stlačení vzorku) a doplněny exponenciální funkcí:

$$F(x) = a \cdot \exp(bx).$$

Extrapolace síly na nulový posun vede k  $F(0) = a$ . Tento výsledek lze interpretovat jako odhad netlumené síly, kterou by siloměr změřil, kdyby neexistoval žádný vzorek ochranné pěny. Hodnota netlumené síly byla použita k popisu vztahu mezi naměřenou špičkovou silou a netlumenou silou.

Takto získané datové body byly proloženy použitím lineární funkce s nulovými průsečíky pro jednu, dvě a tři vrstvy. Byly tak získány tři lineární přenosové funkce, přičemž sklon (Obrázek č. 28f) je faktor, kterým je třeba vynásobit naměřenou sílu, aby se získala netlumená síla. Byla použita lineární regrese s 95% intervalem spolehlivosti (95% CI) a byl poskytnut koeficient determinace  $R^2$ , což je míra kvality regresního modelu.

Plocha pod vzestupnou částí křivky „posuv-síla“ odpovídá celkové energii  $E$  absorbované vzorkem. Oblast pod sestupnou částí křivky posun-síla odpovídá elastické energii  $E_E$ , která byla následně uvolněna z podložky, což přispívá k odrazu nárazového tělesa. Rozdíl:

$$E_P = E - E_E$$

je energie  $E_P$  plastické deformace rohože. Tato energie se neuvolňuje během sestupné fáze a místo toho je rozptýlována vzorkem a expanduje do své trvalé deformace (Kolupaeva & Semenov, 2015).

Referenční energie  $E_{ref}$  byla vypočtena jako energie absorbovaná vzorky při dosažení

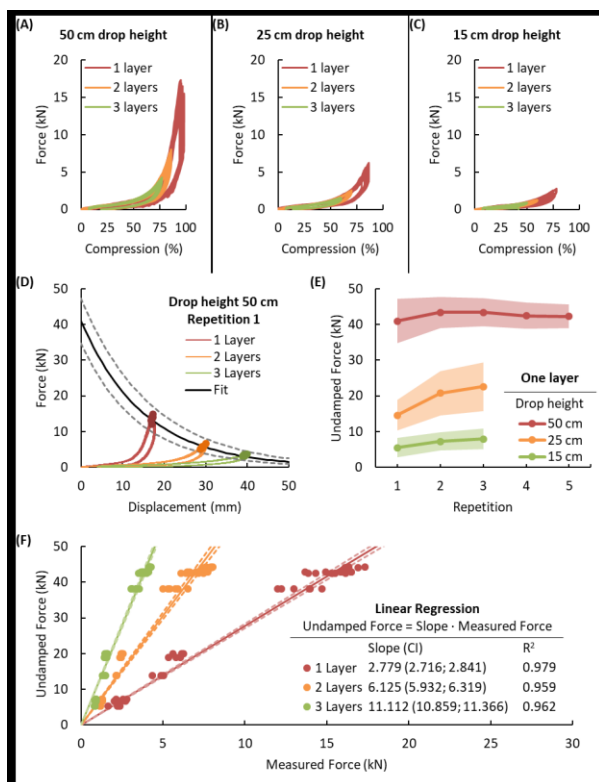
prahu síly 10 kN při zkouškách nárazem padajícím závažím s 1 vrstvou, výškou pádu 50 cm a jedním opakováním.

Síla odpovídající energii  $E_{ref}$  byla posouzena ve všech zbývajících testech s výškou pádu 50 cm. Průměr a směrodatná odchylka síly odpovídající absorpci energie  $E_{ref}$  byla vyhodnocena pro všechny tři vrstvy a pět opakování. Nakonec byl pro všechny tři vrstvy posouzen relativní nárůst síly týkající se jednoho opakování, což ukazuje vliv opakovaného zatížení na sílu při stejném množství energie absorbované vzorky.

Výsledky pro test dopadu padající hmotností jsou zobrazeny na Obrázku 28 a – c pro všechny tři vrstvy a všechny tři výšky pádu. Obrázek č. 28a naznačuje, že jedna vrstva se zhutní při přibližně 75 % stlačení a síle přesahující 5 kN. V případě dvou vrstev a tří vrstev se zdá, že pěnová rohož nedosáhne zhutnění v experimentu s pádem výšky 50 cm.

### **Obrázek 28**

*Výsledky testu dopadu padajícím závažím pro každou testovací podmínku a lineární regrese pro každou tloušťku ochranné pěny. Křivky síla-komprese pro 1, 2 a 3 vrstvy pro (a) 50 cm výšku pádu, (b) 25 cm výšku pádu a (c) 15 cm výšku pádu. (d) Výsledky testu nárazu padajícím závažím pro výšku pádu 50 cm a opakování 1. (e) Netlumená síla pro všechny tři výšky pádu, tři vrstvy a tři nebo pět po sobě jdoucích opakování (světlé barevné plochy představují 95 % CI). (f) Výsledky lineární regrese (lineární přenosová funkce). Hodnoty maximální síly jsou zvýrazněny kruhovými značkami. Vrstva 1 = tloušťka 1,8 cm, 2 vrstva = tloušťka 3,6 cm a 3 vrstvy = tloušťka 5,4 cm.*



(Beranek et al., 2023: In peer review)

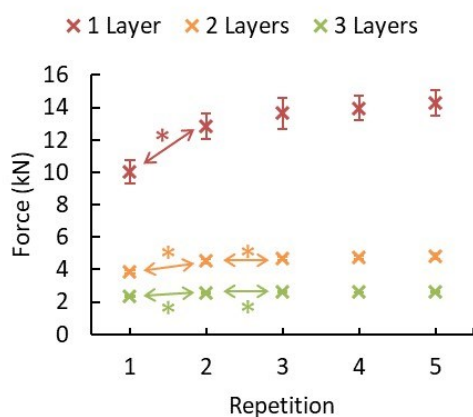
Údaje o maximální síle nárazu při dopadu impaktoru byly proloženy použitím exponenciální funkce, která se často používá jako model úpadku nebo tlumení (Obrázek č. 28 d). Extrapolaci na posun o 0 mm lze interpretovat jako odhad síly, kterou by siloměr změřil, kdyby neexistoval žádný vzorek ochranné rohože. Netlumená síla byla odhadnuta stejným způsobem pro všechny testovací modalitty: tři výšky pádu, tři vrstvy a až pět opakování (Obrázek č. 28 e). Rostoucí trend těchto křivek naznačoval klesající schopnost vzorků rohože absorbovat energii nárazu a zeslabit sílu. Netlumená síla byla dále vyjádřena jako funkce naměřené maximální síly, přičemž sklon byl faktor, kterým bylo potřeba násobit naměřenou sílu, aby se získala netlumená síla (Obrázek č. 28 f). V této lineární přenosové funkci s nulovými průsečíky vykazoval koeficient determinace při 95% CI velmi vysokou předvídatelnost ( $R \geq 0,95$ , Obrázek č. 28f). Pro jednu vrstvu je netlumená síla přibližně 2,8krát vyšší než naměřená síla a 6,1krát a 11,1krát vyšší než naměřená síla pro dvě a tři vrstvy ochrany. Kromě toho byly dvě a tři vrstvy schopny zeslabit sílu 2,2krát a 4krát více ve srovnání s jednou vrstvou.

Výsledky pro efekt opakovaného zatížení jsou zobrazeny na Obrázku č. 29. Opakované zatěžování snižovalo schopnost rohože pohlcovat energii, protože akumulovala plastickou deformaci. Vzestupná část křivky síla-posunutí byla integrována, aby se získala celková energie  $E$  absorbovaná vzorkem jako funkce posunutí. Za referenční zkoušky byly považovány

nárazové zkoušky pádem s 1 vrstvou, 50 cm výška pádu a opakování 1. Energie absorbovaná vzorky byla hodnocena při dosažení prahu síly 10 kN. Energie odpovídající tomuto prahu síly byla 30 J. Tato hodnota je v dobré shodě s experimenty s padající hmotností za použití válcových impaktorů o průměru 50 a 100 mm svržených ze 40 cm, což má za následek energii nárazu 21,98 J a 39,90 J, v tomto pořadí (Tomin & Kmetty, 2021). Kromě toho byla ve všech zbývajících testech hodnocena síla odpovídající energii 30 J s výškou pádu 50 cm. Výsledky jsou znázorněny na Obrázku č. 29 a shrnuty v Tabulce č. 6. Podle ANOVA ( $p < 0,05$ ) a jednostranného post hoc t testu vykazovalo druhé opakování vyšší sílu než první opakování pro jednu, dvě a tři vrstvy. Síla ve třetím opakování byla výrazně vyšší než ve druhém opakování pouze ve dvou a třech vrstvách.

### Obrázek 29

*Rozdíly síly v závislosti na počtu vrstev a opakování (Síla (průměr  $\pm$  směrodatná odchylka) dosáhla 30 J energie absorbované vzorky při výšce pádu 50 cm při zkoušce nárazem padajícím závažím pro všechna opakování a pro všechny tři vrstvy. Vrstva 1 = tloušťka 1,8 cm, 2 vrstva = tloušťka 3,6 cm a 3 vrstvy = tloušťka 5,4 cm. Symbol \* označuje výrazně vyšší hodnotu v opakování n ve srovnání s opakováním n-1.)*



(Beranek et al., 2023: In peer review)

### Tabulka 6

*Procentuální nárůst síly v závislosti na počtu vrstev a opakování (Síla průměr  $\pm$  standardní odchylka [STD]) dosáhla 30 J energie absorbované vzorky při výšce pádu 50 cm při zkoušce nárazem padajícím závažím. Nárůst síly ukazuje zvýšení síly týkající se jednoho opakování pro daný počet vrstev. Hodnota  $p < 0,05$  ukazuje významný rozdíl mezi opakováním n a opakováním*

*n-1. Vrstva 1 = tloušťka 1,8 cm, 2 vrstvy = tloušťka 3,6 cm a 3 vrstvy = tloušťka 5,4 cm. Symbol \* označuje výrazně vyšší hodnotu v opakování n ve srovnání s opakováním n – 1.*

Layers (n)	Repetitions	Force (N) (Mean ± STD)	Force Increase (%)	p value
1	1	10017 ± 739	–	–
	2	12867 ± 781	28	< 0.001*
	3	13642 ± 946	36	0.076
	4	13967 ± 775	39	0.313
	5	14250 ± 786	42	0.340
2	1	3858 ± 124	–	–
	2	4525 ± 121	17	< 0.001*
	3	4683 ± 133	21	0.028*
	4	4767 ± 104	24	0.189
	5	4833 ± 161	25	0.290
3	1	2342 ± 20	–	–
	2	2558 ± 38	9	< 0.001*
	3	2608 ± 38	11	0.022*
	4	2600 ± 0	11	0.639
	5	2617 ± 29	12	0.187

(Beránek et al., 2023: In peer review)

### 3.5.1 Shrnutí

Výsledky experimentu poskytly východiska pro technické řešení aparatury č. 1 v disertačním projektu. Byly sledovány dva parametry a sice, jaké je chování pěny při opakovaném zatížení a dále, jaká je hodnota útlumu pěny (N). Bylo zjištěno, že opakované zatížení s minimální dobou relaxace snižuje tlumicí výkon pěny. Tato degradace kapacity absorpce energie byla patrná pro první a druhé opakování, ale u třetího opakování došlo k její stabilizaci. Nejvyšší nárůst tlumené síly v důsledku opakovaného zatížení byl pozorován u jedné vrstvy a nejnižší u tří vrstev.

Výsledky pádových zkoušek znamenaly dva klíčové kroky pro technickou úpravu měřicí aparatury a průběh měření. Za prvé, bylo rozhodnuto o krytí měřicí platformy jednou vrstvou pěny. Důvodem bylo potvrzení, že útlumové vlastnosti jedné vrstvy lze hodnotit kvantitativně a to koeficientem 2,8 kN pro podmínku kovového cíle. Dalším důvodem pro volbu jedné vrstvy byly praktické zkušenosti v rámci předchozího experimentu (Beránek et al., 2020b). Zde bylo potvrzeno, že pěna do velikosti tloušťky 2cm je schopna poskytnout dostatečnou oporu pro dopad končetiny bez nežádoucích deformačních účinků během dopadu.



Zároveň bylo možné jednu vrstvu pevně fixovat k platformě bez použití dalších fixátorů v zásahovém poli, nebo mezi deskami. Probandi také nehodnotili v rámci předchozího experimentu pěnu jako diskomfortní, což je další kvalitativní ukazatel nutný pro kontrolu psychologických nežádoucích proměnných. Za druhé, na základě výsledků opakovaného zatěžování pěny došlo k definování protokolu měření. Zde proband provádí dva cvičné údery do pěny se submaximální intenzitou bezprostředně před zahájením vlastního měření.

## 4. Metodika práce

### 4.1 Experimentální přiblížení k problému

Disertační projekt vychází z kvantitativní metody, popsané Zhánělem et al. (2014). Je empirickým, výzkumným projektem typu experiment (Jeřábek, 1993), respektive jednoskupinový, více faktorový, nerandomizovaný (Chráška, 2016) kvaziexperiment (Hendl, 2015). K přiřazení sledovaných objektů došlo již před zahájením experimentu, záměrně na základě charakteristik pohlaví a dvou úrovní zkušeností. V rámci této průřezové studie (Greenhalgh, 2003), sběr dat byl proveden v jednom časovém okamžiku v rámci stejného rozvrhu během jednoho přípravného a jednoho bezprostředně navazujícího testovacího týdne. V testovací fázi, probandi byli měřeni operátorem na dvou měřicích aparaturách, kde došlo k záznamu časového průběhu impaktní síly úderu a k fotografickému záznamu tří segmentů horní končetiny v období 4 hodin. Probandi provedli celkem 15 pohybových akcí úderů po přímce v postoji a 9 statických (nepohybových) simulací úderů směrem na podložku zařatou pěstí, otevřenou dlaní a loktem. Záznam průběhu impaktní síly a fotografických záznamů byl uložen pro další zpracování. Všichni účastníci v době testování byli starší 18 let a neměli žádná zranění ani jiná zdravotní omezení. Protokol studie byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze dne 8. 11. 2021 (č. 248/2021). Všichni účastníci studie se experimentu zúčastnili dobrovolně, byli seznámeni s jeho obsahem a podepsali informovaný souhlas (Příloha č. 17). K tomu, každá testovaná skupina absolvovala školení v délce 30 minut, jehož cílem bylo adekvátní nastavení probandů v rámci pohybového výkonu s ohledem na riziko zranění.

### 4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Základní soubor se skládal ze studentů nelékařských zdravotnických profesí a studentů vojenské tělovýchovy bakalářského, magisterského programu a členů sportovních klubů.

Výběrový soubor 102 mužů a 67 žen ( $n = 169$ , věk  $27,3 \pm 8,1$  (20;52), výška  $177,8 \pm 9,0$  (154;198), hmotnost  $81,6 \pm 17,8$  (52;185), (Tabulka č. 7) se skládal ze studentů 3. ročníků Katedry záchranářství, Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, studijního programu Zdravotnický záchranář, studentů 2. a 3. ročníku Katedry vojenské

tělovýchovy, Fakulty tělesné výchovy a sportu, Univerzity Karlovy a členů sportovních klubů Aikido dojo Plzeň a Allkamp – jitsu Plzeň.

### Tabulka 7

*Popis probandů (průměr±směrodatná odchylka (minimum; maximum))*

Pohlaví	Úroveň zkušeností	Počet	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	Věk (roky)
Muži		102	182,3±7,0 (169;198)	90,1±16,8 (65;185)	30,1±8,5 (20;52)
	Pokročilí	71	183,7±6,9 (169;198)	91,3±16,8 (65;185)	29,4±8,5 (20;52)
	Začátečníci	31	178,9±6,2 (169;192)	87,5±16,6 (67;120)	31,5±8,4 (20;49)
Ženy		67	170,9±7,1 (154;185)	68,5±9,3 (52;94)	23,2±5,3 (20;50)
	Pokročilé	31	173,0±5,2 (162;182)	69,0±7,1 (52;82)	23,5±2,4 (20;30)
	Začátečnice	36	169,2±8,0 (154;185)	68,1±10,9 (53;94)	22,9±6,9 (20;50)
Celkem		169	177,8±9,0 (154;198)	81,6±17,8 (52;185)	27,3±8,1 (20;52)

(vlastní)

Rozdělení podle úrovně zkušeností bylo provedeno s pomocí definic tří úrovní zkušeností (Tabulka č. 8).

### Tabulka 8

*Rozdělení úrovně zkušeností*

Název kategorie	Popis kategorie
Kategorie začátečník	bez zkušeností s úderovým bojovým systémem
Kategorie pokročilý	praktikující úderový bojový systém v délce do 12 měsíců nebo 50 hodin
Kategorie profesionál	praktikující úderový bojový systém v délce nad 3 roky nebo 300 hodin včetně absolvování soutěží

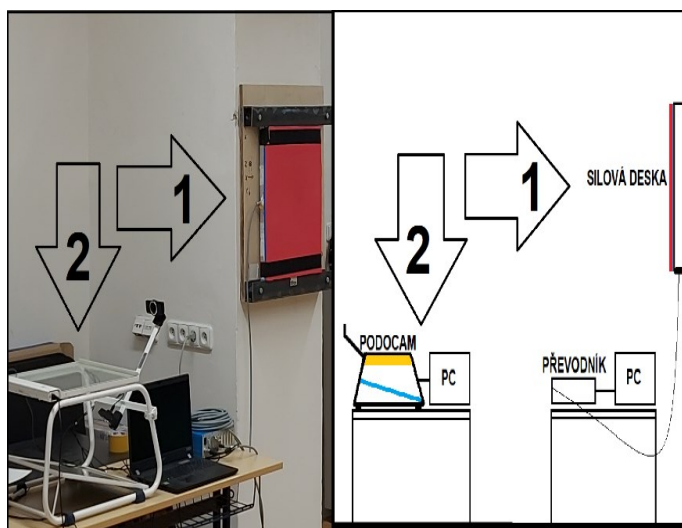
(vlastní)

### 4.3 Použité metody

Hodnotící nástroj pro analýzu úderového prostředku sebeobranu se skládal ze dvou separátních částí v rámci jednoho pracoviště (Obrázek č. 30): silová deska Kistler (1) a platforma Podokam (2). Platforma silová deska Kistler byla otestována horizontálně v rámci experimentálního sběru kinetických dat na 91 probandech (Beránek et al., 2020b). Platforma Podokam byla otestována v rámci experimentálního sběru dat na 76 probandech (Beránek et al., 2022). Použití zvolené měřicí aparatury předpokládalo dvě fáze. V první fázi došlo k vývoji nosného systému (silová deska) a k vývoji clony (podokam). Ve druhé fázi došlo k vlastnímu sběru dat na stejných měřicích aparaturách. Silová deska byla zapůjčena z pracoviště NTC – Nové technologie, Západočeské univerzity v Plzni. Podokam byl zapůjčen z pracoviště FZS – Fakulta zdravotnických studií, Západočeské univerzity v Plzni. Obě platformy byly instalované v jedné laboratoři (pracoviště Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni) za shodných podmínek. Obrázek č. 31 popisuje celkové pracoviště včetně výšky kontaktních ploch.

**Obrázek 30**

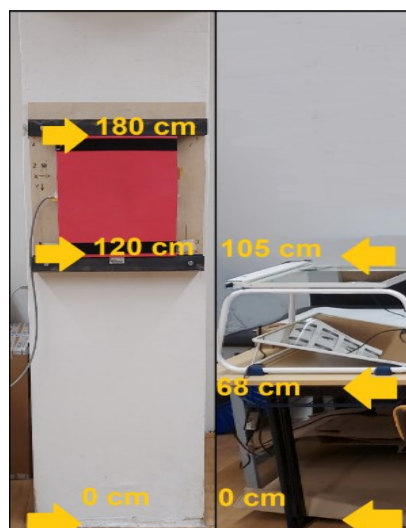
*Schéma měřicích aparatur*



(vlastní)

**Obrázek 31**

*Celkový pohled na pracoviště*



(vlastní)

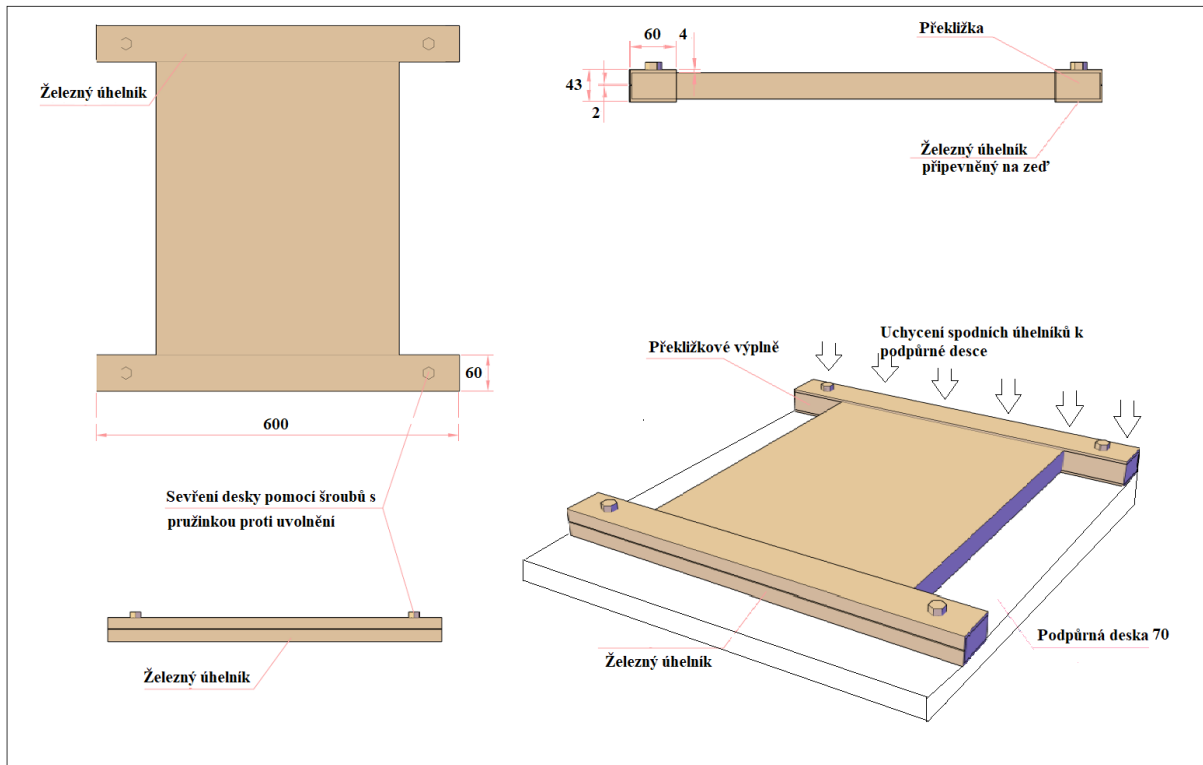
#### 4.3.1 Specifikace platformy silová deska

Byla použita aluminiová multi komponentní silová deska Kistler 9286 B (Kistler Inc instrumente, GmbH, Winterthur, Švýcarsko) s vestavěným zesilovačem náboje, propojovacím kabelem 1758, systémem DAQ 5695 B a softwarem BioWare 2812A. Nastavení snímkovací frekvence bylo 10 000 Hz, nastavení normalizované hmotnosti 80 kg, nastavení prahové hodnoty měřené síly 10 N a výchozí nastavení desky pro osu „z“ (hloubka) bylo upraveno z výchozí hodnoty 22 mm na 40 mm s ohledem na výšku ochranné pěny.

Vertikální fixace silové desky Kistler byla řešena vlastním nosným systémem, kde hlavními požadavky byla tuhost uchycení, dále možnost opětovné demontáže a minimální riziko poškození desky. Vlastní konstrukci (Obrázek č. 32) představovaly čtyři úhelníky, které fixovaly desku v páru proti sobě v místě krajních (detekčních) oblastí s pomocí čtyř šroubů (15 x 0,5). Spodní dva úhelníky byly uchycené k podpěrné desce (60 x 80 x 4 cm) 12 svorníky za použití chemické kotvy (35 x 0,6cm) a ty zároveň fixovaly celý systém skrze podpěrnou desku a zadní ocelové profily směrem do stěny. Vrchní dva ocelové úhelníky byly v kontaktu s hlavami stahovacích šroubů, které umožňovaly silové předepnutí desky se softwarovou kontrolou na hodnotu 2000 N. Silová deska byla v kontaktu s nosným systémem skrze čtyři styčné podložky Kistler (Obrázek č. 33). Mezi deskou a horními úhelníky byly umístěné 4 vytěsňovací dřevěné podložky (40 x 6 x 0,3 cm, dub). Celý nosný systém byl v kontaktu s plochou stěny pouze v místě kotvení pomocí dvou zadních ocelových profilů (60 x 0,8 cm (Obrázek č. 34). Zásahová plocha desky (50 x 40 x 1,8 cm) byla fixovaná ve výšce 120–180 cm od roviny podlahy, kde zásah mohl být vedený v rozsahu 125–175 cm od roviny podlahy. Vlastní zásahovou plochu představovala hustě dimenzovaná pěnová rohož Trocellen (Trocellen Italia Sp. a, Treviso, Itálie) s uzavřenými buňkami o rozměrech 50 x 40 x 1,8 cm s certifikací „Tatami Karate WKF“ - Světová federace karate. Spojení desky a pěny bylo zajištěno oboustrannou lepicí páskou po celé ploše o zanedbatelné tloušťce. Další dva pomocné pásy lepicí pásky šířky 7 cm fixovaly horní a dolní část pěny k desce. Celý systém byl umístěný v laboratoři Západočeské univerzity v Plzni, Husova 11, Plzeň. Laboratoř byla dislokována v suterénu budovy s tloušťkou stěn 2,5 m, kde byly sledovány teplotní podmínky vzduchu v průběhu celého experimentu (20–21 stupňů Celsia).

**Obrázek 32**

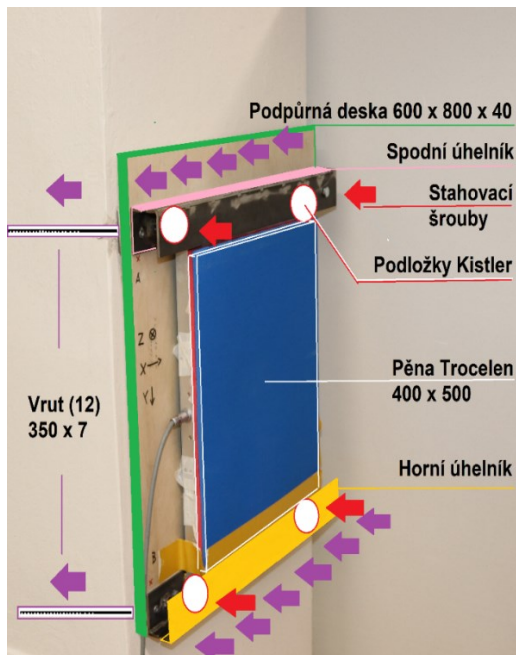
*Schéma nosné platformy*



(vlastní)

**Obrázek 33**

*Celkový pohled na systém*

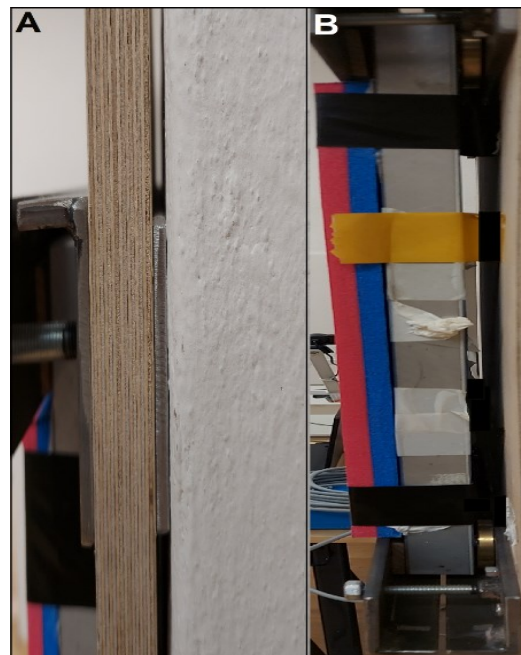


(vlastní)

**Obrázek 34**

*a) Detail uchycení nosného systému na stěně*

*b) Detail uchycení desky v nosném systému*



### 4.3.1.1 Kontrola frekvencí signálu a desky

V průběhu pilotního měření byl testován předpoklad limitu tuhosti nosného systému pro normálovou složku síly ( $F_z$ ) a pro tečné složky síly: horizontální ( $F_x$ ) a vertikální ( $F_y$ ). Limity byly očekávány pro tečnou složku síly  $F_y$ , s ohledem na vyšší požadavky kotvícího systému pro delší stranu desky. Navíc, pro místo uchycení desky se zbytkem nosné konstrukce byly v horní a dolní části použity vytěšňovací podložky z jiného materiálu (dřevo), než byl materiál desky.

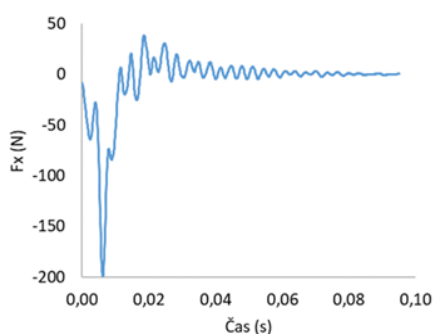
Pro všechny záznamy disertačního měření byla provedena kontrola vlastních frekvencí signálů úderů a porovnání s vlastními frekvencemi desky ve směrech „x, y, z“ udávanou výrobcem:  $f_x, f_y = 350$  Hz,  $f_z = 200$  Hz. Byla provedena Fourierova analýza v programu Matlab (MATLAB® R2019b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) a to pro celkovou sílu  $F$  a její složky  $F_x, F_y, F_z$ . Ve všech případech byly identifikované frekvence signálu přibližně 20 % pod hodnotou vlastní frekvence silové desky (Obrázek č. 35).

#### Obrázek 35

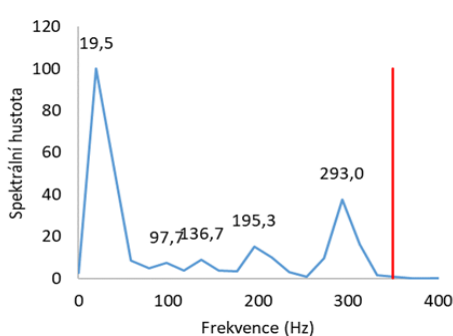
Signál úderu a porovnání frekvence signálu: a) Signál úderu složek  $F_x, F_y, F_z$  síly, b) Porovnání frekvence signálu (modrá = spektrální hustota) s vlastní frekvencí desky ve směru složek  $F_x, F_y, F_z$  síly (červená)

**F (x)**

a)

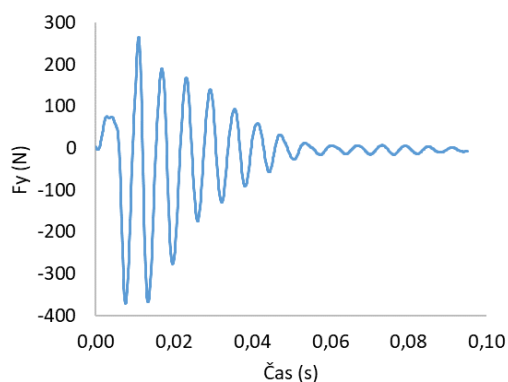


b)

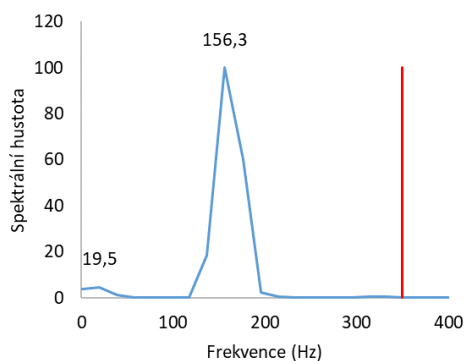


## F (y)

a)

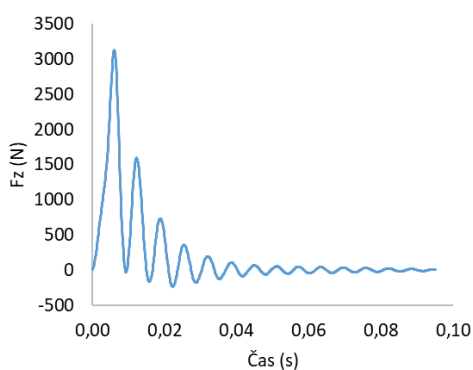


b)

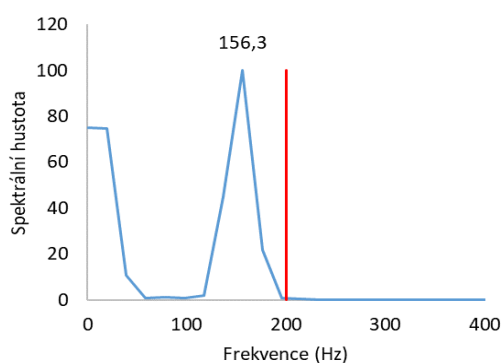


## F (z)

a)



b)



(vlastní)

### 4.3.2 Specifikace platformy Podocam

Podocam (ING corporation, Česká republika) nebo také Podometr, použitý v předchozí studii (Špringrová et al., 2019) specifikuje výrobce jako diagnostický přístroj pro vyšetření plochonozičích s výstupem plantogram. Vlastní konstrukci 2D optického snímače kontaktních ploch ve statické poloze tvoří celokovový hliníkový rám (38 x 37 cm), který je osazen držákem kamery (1 Full HD web kamera Logitech HD Pro Webcam C920), speciální průhlednou deskou, odrazovou skleněnou deskou, LED světelným zdrojem – výbojkovým osvětlením 230 V, 50 Hz, 8 W včetně originálního softwaru.

Na platformě Podocam byla provedena technická úprava pro potřeby disertačního projektu. Ta vycházela z požadavku vysoce kontrastní fotografie bez nežádoucích světelných efektů. Při běžném použití, skleněná deska odráží do prostoru snímaného kamerou i nežádoucí světelné jevy, a to i za podmínek zcela minimálního osvětlení laboratoře (červené světlo, 5 W).



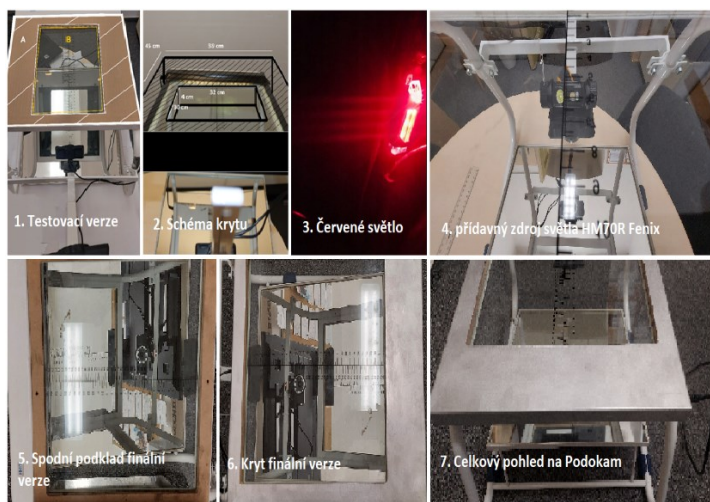
Důvodem je to, že samotné výbojkové zařízení uvnitř Podocamu produkuje zbytkové světlo v okolí spínače a po celém obvodu speciální průhledné desky.

Došlo ke světelnému utěsnění části konstrukce neprůhledným a antireflexním materiálem. Vlastní konstrukce stínění se skládala ze spodní a horní části plochy, která byla vyrobena na zakázku z hliníku a gumové černé folie (PVC Flobal, 1,5 mm). Folie byla vložena do nosného rámu speciální průhledné desky, která ji vtlačila svojí vahou do celé plochy rámu. Povrch spodní části, který snímá odrazová plocha, byl upraven matnou šedou barvou (Colorlak Aquarex) pro minimalizaci odlesků. Prostor zdroje a světelného zdroje (spínač, mřížka pasivního větrání) v horní části zařízení Podocam byl kryt separátně PVC folií, neprůhlednou páskou a hliníkovým rámem s vložkou. Ten vytvořil aktivní snímací plochu (Obrázek č. 36) o rozměrech 32 x 30 cm.

Konstrukce Podocam byla připevněna k desce stolu ve výšce 68 cm čtyřmi lepicími pásky včetně protiskluzových podložek. Snímací deska byla ve výšce 105 cm. V průběhu měření, všechny potencionální reflexní plochy v laboratoři v ose odrazové plochy zrcadla (stropní svítidla aj.) byly pokryty neodrazovým obalem. V laboratoři se v průběhu měření nenacházel žádný zdroj světla, kromě červeného zdroje osvětlení o minimální intenzitě.

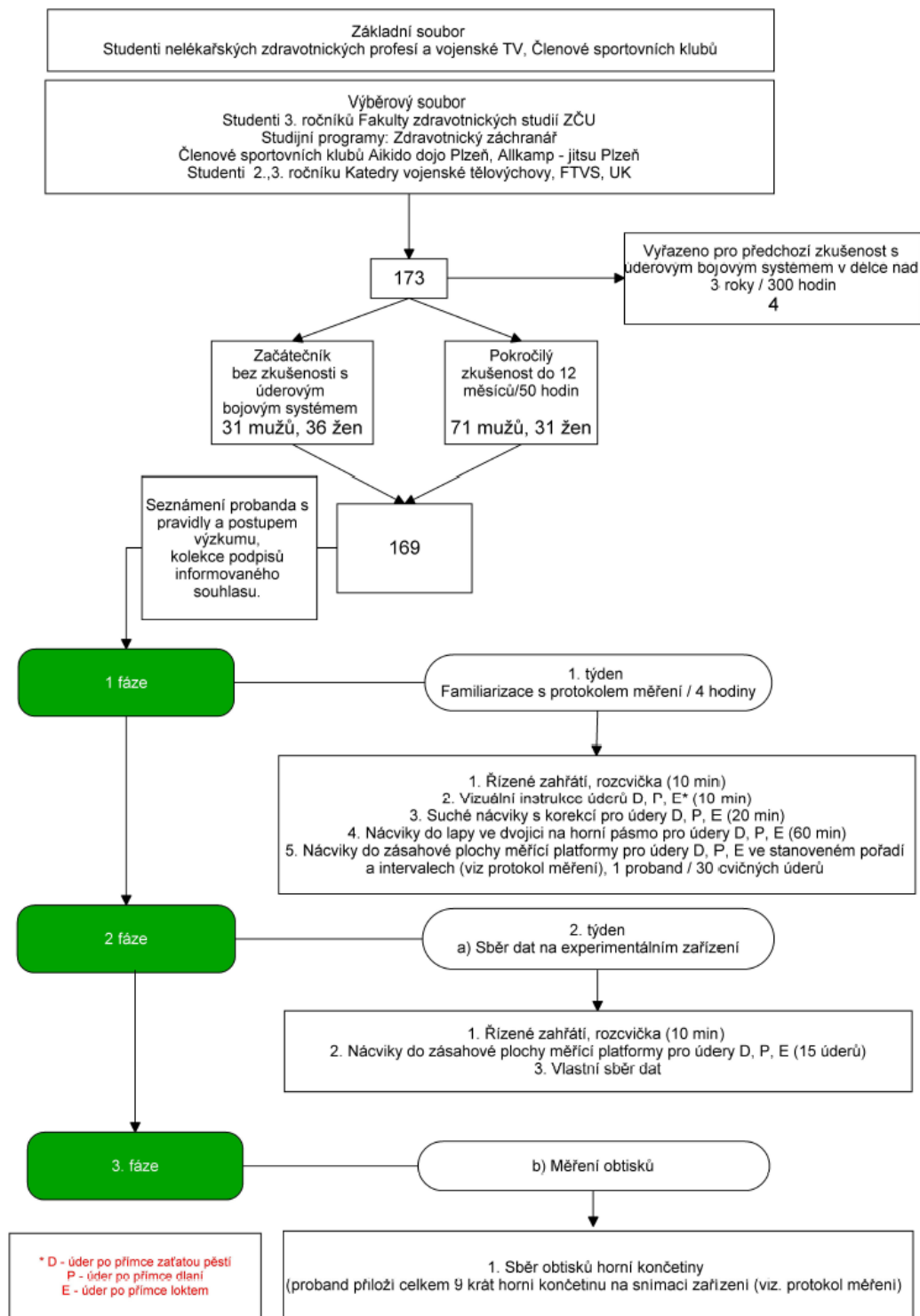
### Obrázek 36

#### Úprava platformy Podocam



(vlastní)

## 4.4 Protokol sběru dat



**Schéma 2**

*Protokol sběru dat*

(vlastní)

Protokol měření byl naplánován ve dvou fázích. V rámci první fáze proběhla familiarizace probanda s protokolem měření v rozsahu 4 hodin. Proband absolvoval řízené zahřátí, rozcvičku v délce 10 minut a vizuální instrukci úderů zaťatou pěstí, dlaní, loktem (D, P, E) v délce 10 minut. Proband absolvoval suché nácviky z dominantního postoje s korekcí od experimentátora pro úder D, P, E v délce 20 minut. Proband absolvoval nácviky do lapy ve dvojici na horní pásmo pro úder D, P, E v délce 60 minut. Nakonec, proband absolvoval nácviky do zásahové plochy měřicí platformy pro úder D, P, E v objemu 30 cvičných úderů za stejných podmínek, jako během sběru dat na experimentálním zařízení.

V rámci druhé fáze proběhl sběr kinetických dat na aparatuře silová deska a sběr obtisků na platformě podocam. Sběr dat proběhl v rámci jednoho období 7 dnů. Nejprve proband absolvoval řízené zahřátí a rozcvičku v délce trvání 10 minut. Proband provedl nácvik do zásahové plochy měřicí platformy (před každým dílčím měřením: 5 úderů zaťatou pěstí, 5 úderů dlaní, 5 úderů loktem) stupňující intenzitou dle vlastních preferencí. Finálně, proband provedl sadu dvou úderů bezprostředně před měřením každé techniky a následně provedl sadu pěti úderů v rámci měření, celkem 15 úderů podle instrukcí experimentátora. V době pauzy mezi jednotlivými typy úderu, proband provedl hodnocení pohybové akce na deseti bodové škále bolestivosti (Příloha č. 19). Poté proběhl sběr dat obtisků na Podocamu, kde proband přiložil horní končetinu na snímací plochu a bylo pořízeno celkem 9 fotografických záznamů.

V rámci detailní charakteristiky provedení, před silovou deskou, proband zvolil pravostranný nebo levostranný postoj a úderovou končetinu dle svých preferencí. Proband prováděl akci úderu pouze ze zadní ruky. Zadní ruka měla přibližně stejnou polohu jako zadní noha. Proband zaujal vzdálenost od desky kontaktem horní končetiny s deskou ve finální pozici dopadu (bez předklonů a záklonů). Proband směřoval dopadovou část končetiny do výšky, která byla přibližná startovní výšce ruky zaťaté v pěst v rozsahu 120 – 180 cm od roviny podlahy. Proband provedl pohybovou akci ze startovní pozice maximální rychlostí a intenzitou, která byla pro něj komfortní a končil pohybovou akci ve startovní pozici. Ve startovní pozici, horní končetiny byly přitisknuté k žebřům v pozici krytu, obě ruce byly sevřené v pěst, ruce byly s pomocí článků prstů v kontaktu se spodní čelistí (Příloha č. 19). Randomizaci typu pohybové akce určil experimentátor podle náhodného generátoru. Pauzy mezi jednotlivými pokusy (15 vteřin) a typy úderu (3 minuty) byly určeny časovačem. Proband určil start pohybové akce směrem do měřicího zařízení dle vlastní preference v intervalu 1 – 4 vteřin.

Před podocamem, proband zaujal polohu ve stoje vpravo od snímací desky, která se nacházela ve výšce 105 cm. Obtisky byly odebrány vždy z pravé horní končetiny. Proband ve třech pozicích postupně přiložil úderovou plochu horní končetiny na snímací desku a zatlačil

na desku přenesením váhy na pravou stojnou nohu v délce 5 vteřin. Pauza mezi jednotlivými měřeními (celkem 9) byla 15 vteřin. Proband provedl sadu obtisků na pokyn experimentátora v předem definovaném pořadí (1. – 3. snímek zaťatá pěst, 4. – 6. snímek otevřená dlaň, 7. – 9. snímek loket). Operátor kontroloval správnost jednotlivých poloh: Poloha zaťaté pěsti s palcem mimo dotykovou plochu (úhel loketní kosti 90 stupňů proti desce), poloha otevřené dlaně s přitaženými prvními články prstů směrem do dlaně (úhel loketní kosti 70 stupňů proti desce), poloha lokte s kontaktní plochou olecranon (úhel pažní kosti 90 stupňů proti desce) (Příloha č. 20).

#### 4.5 Zpracování základních dat

Zaznamenaná data byla pro každý typ úderu uložena do jednoho souboru nativního formátu „dat“ programu BioWare. Pojmenování a organizační struktura složek a souborů umožnily jednoznačnou identifikaci subjektu, jeho pohlaví, výšku, hmotnost, věk, úroveň zkušeností, pravo-levá preference, technika (typ úderu) a pořadí úderu.

Zaznamenaná data byla exportována pomocí programu BioWare do formátu „.txt“. Každému provedenému úderu odpovídá jeden soubor. Exportované soubory obsahují čtrnáctiřádkovou hlavičku a pět sloupců dat: čas (s), složku  $F_x$  (N) reakční síly, složku  $F_y$  (N) reakční síly, složku  $F_z$  (N) reakční síly a výslednou reakční sílu  $F$  (N). Je důležité poznamenat, že platí:

$$F = \sqrt{(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)}$$

Pro dávkové zpracování dat byl každý soubor „.txt“ načten programovým balíkem MATLAB® R2019b (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) a exportován bez hlavičky ve formě matice o pěti sloupcích do formátu „.mat“. Jednoznačná identifikace subjektu a úderu byla zachována v názvu exportovaného souboru.

##### 4.5.1 Zpracování dynamiky úderu

###### 4.5.1.1 $F_{peak}$

$F_{peak}$  označuje maximální hodnotu výsledné reakční síly. Tato hodnota je zjištěna skriptem programového balíku MATLAB® R2019b. Všechny soubory formátu „.mat“ byly zpracovány v jedné dávce.

#### 4.5.1.2 Tlak

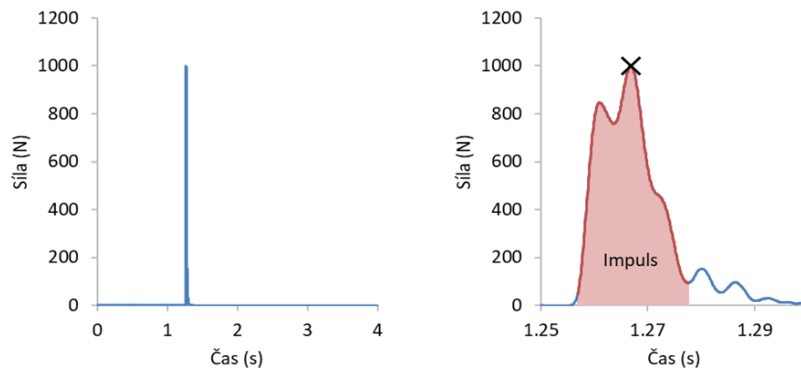
Tlak je podíl síly  $F_{peak}$  působící na dopadovou plochu úderu. Pro každý subjekt a každou techniku bylo zaznamenáno pět hodnot síly  $F_{peak}$  a tři hodnoty kontaktní plochy úderu. Tlak byl určen jako aritmetický průměr pěti hodnot síly  $F_{peak}$  vydělený aritmetickým průměrem tří hodnot plochy úderu. Pro každý subjekt a každou techniku tak byla zjištěna jediná (zprůměrovaná) hodnota tlaku.

#### 4.5.1.3 Impuls

Pro výpočet impulsu bylo nutné najít časový interval, v němž byl impuls plochy ICC = 0.9856 (konfidenční interval 0.9833 až 0.9876) počítán jako integrál časového průběhu výsledné síly. Začátek tohoto intervalu byl určen jako poslední okamžik před globálním maximem výsledné síly, kdy výsledná síla přesáhla hodnotu 50 N. Dále byl určen konec časového intervalu jako okamžik, v němž se nachází lokální minimum výsledné síly mezi globálním maximem výsledné síly a prvním následujícím lokálním maximem výsledné síly (Obrázek č. 37). Pokud žádné takové lokální maximum výsledné síly neexistovalo, byl určen takový okamžik, kdy za globálním maximem výsledné síly poprvé došlo k poklesu výsledné síly pod hodnotu 50 N. Impuls byl potom určen numerickou integrací výsledné síly v tomto intervalu za použití lichoběžníkové metody. Všechny soubory formátu „.mat“ byly zpracovány v jedné dávce.

## Obrázek 37

### Určení časového intervalu impulsu



(vlastní)

#### 4.5.1.4 Pravděpodobnost

Pro sílu i tlak byla určena pravděpodobnost dosažení určité prahové hodnoty. Ani jedna z veličin neodpovídá normálnímu rozložení dat. Obě veličiny však velice dobře odpovídají Rayleighovo rozdělení pravděpodobnosti. Pravděpodobnost  $P$  dosažení prahové hodnoty  $\bar{x}$  se pak určí za pomoci Rayleighovo kumulativní distribuční funkce následovně:

$$P = 100 \left[ 1 - \int_0^{\bar{x}} \frac{x}{b^2} \exp\left(-\frac{x^2}{2b^2}\right) dx \right].$$

Pravděpodobnost  $P$  je zde vyjádřena v procentech,  $b$  je parametr Rayleighova rozdělení pravděpodobnosti a  $x$  je hodnota síly nebo tlaku.

V případě síly je za  $x$  dosazena síla  $F_{\text{peak}}$  a pro každý subjekt a každou techniku úderu je do výpočtu zahrnuto všech pět hodnot všech pěti pokusů. V případě tlaku je uvažován nejhorší možný scénář („worst case“) a za  $x$  je dosazena největší síla  $F_{\text{peak}}$  z pěti pokusů dělená nejmenší plochou ze tří pokusů pro každý typ úderu a každý subjekt.

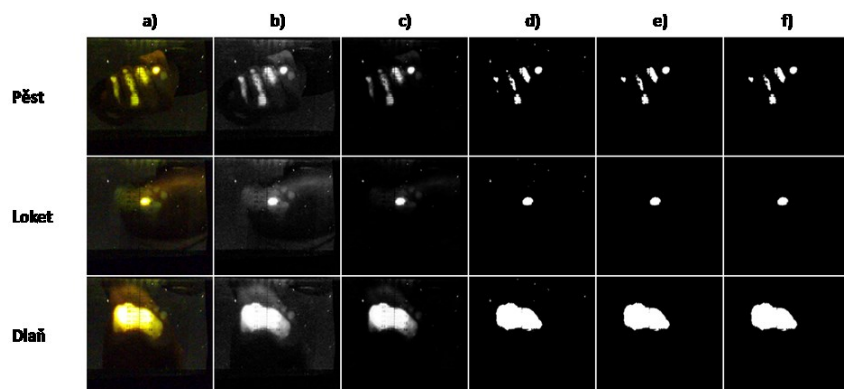
#### 4.5.2 Zpracování dat pro zjištění kontaktní plochy

Pro zpracování obrazových dat bylo použito programového balíku MATLAB® R2019b. Zpracování každého obrazu probíhalo v následujících krocích (Obrázek č. 38):

- a) Obrázek byl načten a oříznut do příslušné oblasti zájmu. Ta byla, co se souřadnic týče, stejná pro všechny obrázky. Ořezem došlo ke snížení objemu dat a zrychlení zpracování.
- b) Obrázek byl převeden do barevného prostoru CIELAB. První kanál byl extrahován a normalizován na 16 bitovou škálu šedi a reprezentován jako matice.
- c) Složky vzniklé matice byly umocněny na druhou, aby se zvýšil kontrast, a znovu normalizovány na 16 bitovou škálu šedi.
- d) Z těchto dat byla vytvořena logická maska s použitím hodnoty prahu kontrastu 40 %.
- e) Shluky menší než 50 pixelů byly odstraněny. Tyto shluky odpovídají především rozptylu světla na prachových částech a drobných nečistotách, které ulpěly na skleněném povrchu podokamu.
- f) Případné otvory v masce byly vyplněny. Tyto otvory odpovídají tmavším stopám po měřítku vyznačeném na skleněném povrchu podokamu.
- g) Plocha byla převedena na milimetry čtvereční použitím viditelné škály podokamu na obrázcích kde 10 mm bylo ekvivalentní 34 pixelům.

## Obrázek 38

### *Zpracování obrazových dat*



(vlastní)

## 4.6 Statistické zpracování

Úlohy statistického zpracování byly provedeny v programovém balíku MATLAB® R2019b.

### 4.6.1 Deskriptivní popis dat, normalita dat

Deskriptivní popis zahrnuje počty subjektů v různých kategoriích podle pohlaví či úrovně. Dále zahrnuje průměr, směrodatnou odchylku, minimum a maximum síly  $F_{peak}$ , impulsu, tlaku a úderové plochy v různých kategoriích podle pohlaví, úrovně či techniky úderu. Pro porovnání technik úderu jsou z každé pěti sil  $F_{peak}$  vyřazeny pokusy s minimální a maximální hodnotou. Tato data jsou označena jako redukovaná. Rovněž z každé pěti hodnot impulsu jsou vyřazeny pokusy odpovídající minimální a maximální hodnotě  $F_{peak}$ . V případě tlaku vstupuje do testování hypotéz za každý subjekt a každou techniku pouze jedna hodnota. Ta je, jak bylo uvedeno výše, vypočtena jako průměr sil  $F_{peak}$  ze všech pěti pokusů vydělený průměrem úderových ploch ze všech tří pokusů.

Variabilita úderových ploch ve třech opakováních pro každý subjekt a techniku úderu byla posouzena pomocí kritéria relativního rozsahu  $C$  (Obrázek č. 50) definovaného jako rozsah tří naměřených hodnot dělený jejich průměrem a vynásobený 100. Toto kritérium umožňuje identifikovat subjekty, u kterých nebyly výsledky dostatečně konzistentní. Dále byl použit vnitro třídní korelační koeficient ICC, který posuzuje míru podobnosti jednotlivých výkonů (McGraw & Wong, 1996), respektive reliabilitu velikostí úderových ploch. K jeho výpočtu byla použita funkce ICC z roku 2008 od Arashe Salariana (Salarian, 2022) s výsledkem plochy ICC = 0.9856 (konfidenční interval 0.9833 až 0.9876).

### 4.6.2 Vztahová analýza měřených dat

Korelace mezi výstupními veličinami (síla, tlak, impuls, úderová plocha) a věkem, hmotností a výškou subjektů byla hodnocena třemi metodami (Pearson, Spearman a Kendall).

### 4.6.3 Normalita dat a testování hypotéz

K testování normality byl použit Lillieforsův test. Výsledky testů normality jsou uvedeny v příloze č. 22.1 - 22.4. Vzhledem k nenormálnímu rozdělení dat (síly: Příloha č. 22.1,



úderových ploch: Příloha č. 22.2, tlaku: Příloha č. 22.3, impulsu: Příloha č. 22.4) byly k další analýze použity ne parametrické testy. Jednalo se o Wilcoxonův párový test pro dvě skupiny dat a Kruskal Wallisův test pro více skupin. Jako post-hoc test byl použit Mannův-Whitneyův U-test. Všechny testy byly provedeny na hladině významnosti 5% tam, kde je to relevantní. Výsledky těchto testů jsou shrnuty níže a rovněž uvedeny v Příloze č. 22.





## 5. Výsledky

Celkové výsledky pro všechny sledované předpoklady, tedy sílu, impuls (čas), plochu a tlak zobrazuje Tabulka č. 9.

**Tabulka 9**

*Celkové výsledky pro všechny sledované předpoklady (D = úder zaťatou pěstí, P = úder dlaní, E = úder loktem)*

		Všichni	Začátečníci	Pokročilí
<b>Síla (N)</b>	Všichni	E>P>D	P>E>D	E>P>D
<b>E&gt;P&gt;D</b>	Muži	E>P>D	E~P>D	E>P>D
	Ženy	E~P>D	P>E>D	E>P>D
<b>Impuls (Ns)</b>	Všichni	E>D>P	E>D~P	E>D>P
<b>E&gt;D&gt;P</b>	Muži	E>D>P	E>D~P	E>D>P
	Ženy	E>D~P	E>D~P	E>D>P
<b>Čas (ms)</b>	Všichni	D>E>P	D~E>P	D>E>P
<b>D&gt;E&gt;P</b>	Muži	D>E>P	D~E>P	D>E>P
	Ženy	D>E>P	D~E>P	D>E~P
<b>Plocha (cm<sup>2</sup>)</b>	Všichni	P>D>E	P>D>E	P>D>E
<b>P&gt;D&gt;E</b>	Muži	P>D>E	P>D>E	P>D>E
	Ženy	P>D>E	P>D>E	P>D>E
<b>Tlak (Mpa)</b>	Všichni	E>D>P	E>D>P	E>D>P
<b>E&gt;D&gt;P</b>	Muži	E>D>P	E>D>P	E>D>P
	Ženy	E>D~P	E>D~P	E>D~P

	Předpoklad pro veličinu
	Ve shodě s předpokladem (pořadí techniky se nezměnilo)
	Pořadí techniky se nezměnilo, ale mezi některými technikami není statisticky významný rozdíl
	Není ve shodě s předpokladem (pořadí techniky se změnilo)

(vlastní)

### 5.1 Výsledky pro pořadí hodnoty síly úderů v závislosti na pohlaví a úrovni zkušeností

Tabulka č. 10 zobrazuje výsledky dosažené  $F_{mean}$  pro tři typy úderu, obě pohlaví a dvě úrovně zkušeností.

**Tabulka 10***Porovnání techniky (síla, N) podle pohlaví, úrovně zkušeností*

Subjekty	Technika	Úroveň	Průměr	Směrodatná odchylka	Minimum	Maximum
Všichni	Direkt	Začátečník	1268,4	582,6	385	3359
		Pokročilý	2470,5	1092,0	573	9925
Loket	Direkt	Začátečník	1756,8	1107,2	246	7007
		Pokročilý	4042,5	1751,2	587	10292
Dlaň	Direkt	Začátečník	1874,7	846,8	565	5464
		Pokročilý	3255,8	1386,1	1071	8433
Muži	Direkt	Začátečník	1655,0	534,2	492	3359
		Pokročilý	2780,9	1118,8	959	9925
Loket	Direkt	Začátečník	2434,6	1128,0	622	7007
		Pokročilý	4581,5	1682,5	939	10292
Dlaň	Direkt	Začátečník	2343,7	906,4	807	5464
		Pokročilý	3703,4	1399,1	1085	8433
Ženy	Direkt	Začátečník	937,6	385,9	385	3136
		Pokročilý	1759,5	577,1	573	3800
Loket	Direkt	Začátečník	1173,1	672,7	246	4155
		Pokročilý	2808,1	1194,2	587	8018
Dlaň	Direkt	Začátečník	1470,8	525,9	565	2844
		Pokročilý	2230,8	575,8	1071	4053

(vlastní)

Vnitro třídní korelační koeficient charakterizuje podobnost údajů o dané veličině ve skupinkách datového souboru jednotlivců a jejich úderů pro danou techniku v porovnání s variabilitou všech dat souboru. Hodnota blízká 1 ukazuje na heterogenní skupinu s malým rozptylem hodnoty zjištěné síly pro každého jednotlivce a techniku (Tabulka č. 11), na dobrou opakovatelnost v rámci jednotlivce, ale na větší rozptyl mezi jednotlivci.

**Tabulka 11***Interkorelační koeficient (ICC) pro tři techniky a sílu*

	ICC	Všichni	Direkt	Loket	Dlaň
	ICC	0.9393	0.9227	0.9330	0.9442
Konfidenční interval	Dolní mez	0.9300	0.9015	0.9145	0.9286
	Horní mez	0.9476	0.9401	0.9482	0.9569

(vlastní)

Korelaci síly s výškou, hmotností a věkem shrnuje Tabulka č. 12. Korelace síly s výškou byla střední podle Pearsona a Spearmana a slabá podle Kendalla. Korelace síly s hmotností byla slabá a korelace s věkem velmi slabá (Pearson, Kendall) či slabá (Spearman). Jakkoli se jedná o výsledky statisticky významné ( $p < 0,001$ ), korelace jsou vesměs střední či slabé.

### Tabulka 12

*Korelace hodnoty síly (N) a antropometrických parametrů (jsou uvedeny korelace podle Pearsona, Spearmana a Kendalla i s odpovídajícími p hodnotami)*

síla (N) pro všechny techniky, pohlaví, úroveň zkušeností						
	Pearson	p	Spearman	p	Kendall	p
Výška	0,407	< 0,001	0,469	< 0,001	0,324	< 0,001
Hmotnost	0,299	< 0,001	0,376	< 0,001	0,254	< 0,001
Věk	0,135	< 0,001	0,256	< 0,001	0,175	< 0,001

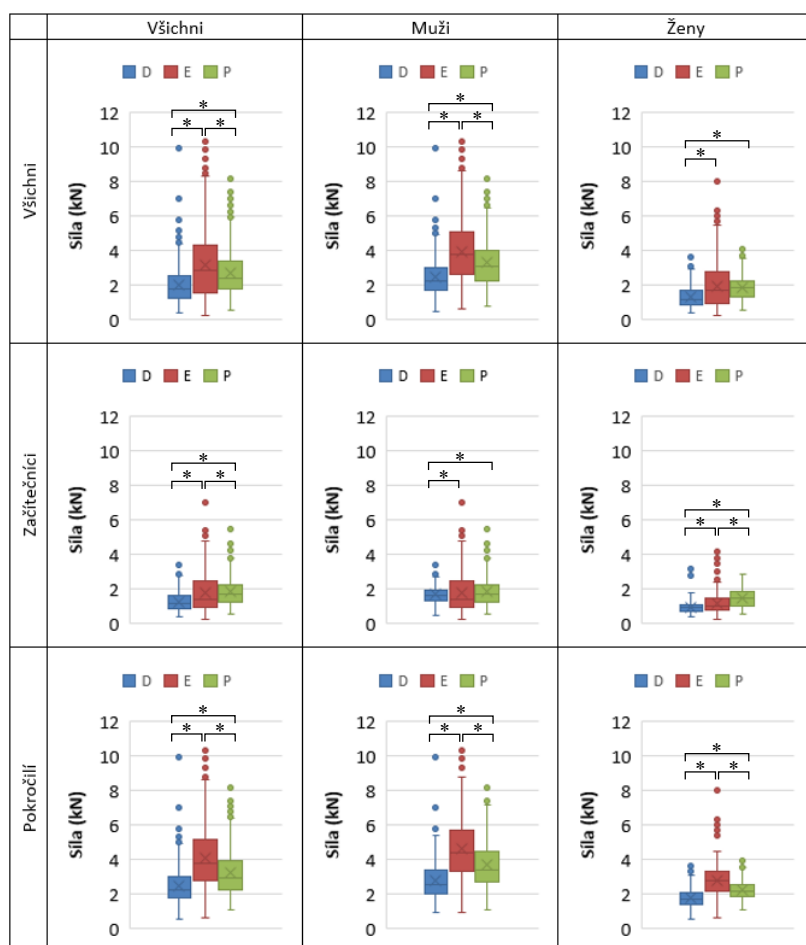
Hodnotící škála pro absolutní hodnotu korelace: 0,00 – 0,19 „velmi slabá“,

0,20 – 0,39 „slabá“, 0,40 – 0,59 „střední“, 0,60 – 0,79 „silná“, 0,80 – 1,00 „velmi silná“

(vlastní)

### Obrázek 39

Porovnání technik (kN) s pohlavím a úrovní zkušeností. D značí úder zatátnou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní.



(vlastní)

1. řádka grafu (Obrázek č. 39) značí porovnání technik bez ohledu na úroveň. Kromě úderu dlaní u žen ( $p = 0,308$ ) vykazovala všechna data nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ). K porovnání technik byl proto využit Kruskalův-Wallisův neparametrický test. Ten poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech subjektů i u mužů a u žen zvlášť. K jejich další analýze byl využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezeny mezi všemi údery u všech subjektů, mužů i žen s výjimkou porovnání úderu loktem a dlaní u žen, kde rozdíl nebyl statisticky významný ( $p = 0,326$ ).

2. řádka grafu značí porovnání technik u začátečníků. V této úrovni zkušeností všechna data vykazovala nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ). K porovnání technik byl proto rovněž využit Kruskalův-Wallisův neparametrický test, který poukázal na statisticky významné rozdíly mezi

technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech začátečníků, u mužů začátečníků i u žen začátečnic. K jejich další analýze byl opět využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezeny mezi všemi údery s výjimkou porovnání úderu loktem a dlaní u mužů začátečníků ( $p = 0,990$ ).

3. řádka grafů značí porovnání technik u pokročilých. V této úrovni zkušeností všechna data vykazovala nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ). K porovnání technik byl opět využit Kruskalův-Wallisův neparametrický test, který poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech pokročilých, u pokročilých mužů i u pokročilých žen. K jejich další analýze byl opět využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezeny mezi všemi údery bez výjimky.

Tabulka č. 13 (Příloha č. 22.1) uvádí hodnoty  $p$  post hoc statistických testů (Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu) porovnávajících techniky úderů v závislosti na pohlaví a úrovni. Tučně jsou zvýrazněny případy, kde rozdíl nebyl statisticky významný.

### Tabulka 13

*Hodnoty  $p$  post hoc testů (síla)*

Úroveň	Technika 1	Technika 2	Pohlaví		
			Všichni	Muži	Ženy
Všichni	D	E	<0,001	<0,001	<0,001
	D	P	<0,001	<0,001	<0,001
	E	P	0,035	<0,001	<b>0,326</b>
Začátečníci	D	E	<0,001	<0,001	0,037
	D	P	<0,001	<0,001	<0,001
	E	P	0,002	<b>0,990</b>	<0,001
Pokročilí	D	E	<0,001	<0,001	<0,001
	D	P	<0,001	<0,001	<0,001
	E	P	<0,001	<0,001	<0,001

(vlastní)

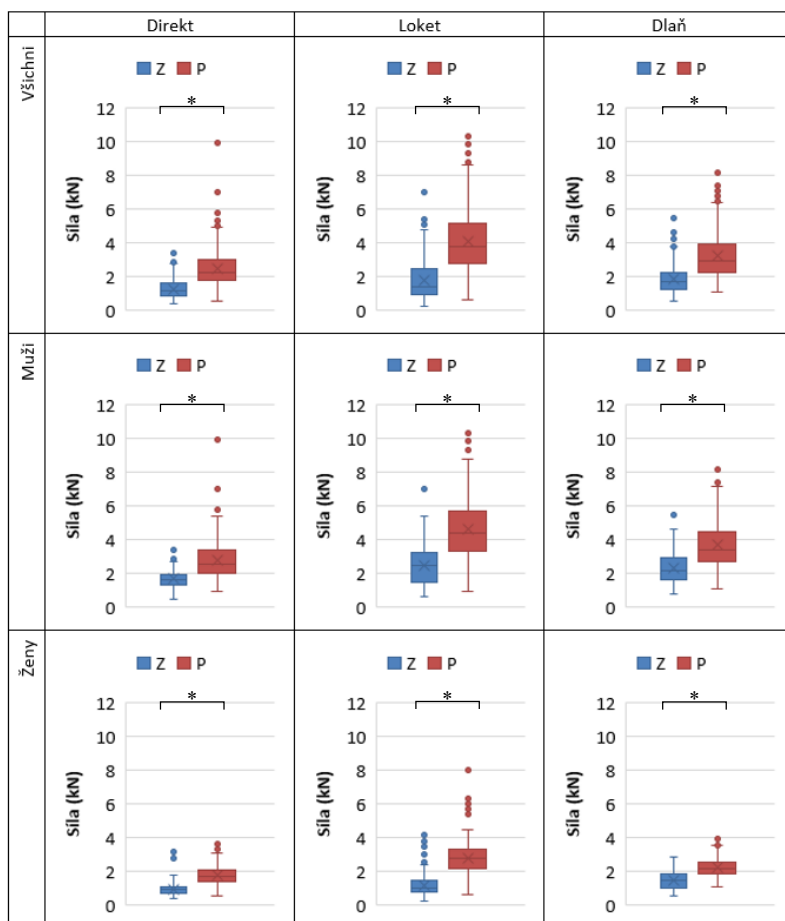
Při porovnání techniky podle pohlaví byla síla úderu podle očekávání pro každou z technik větší u mužů než u žen a tento rozdíl byl statisticky významný ( $p < 0,01$ ). Tento závěr platí pro začátečníky, pokročilé i všechny subjekty bez ohledu na úroveň.

Při porovnání techniky, pohlaví podle úrovně zkušeností, s výjimkou techniky direktu pokročilých žen ( $p = 0,198$ ) měla všechna data nenormální rozložení ( $p < 0,05$ ). Pro každou

techniku byla síla úderu pokročilých vyšší než síla úderu začátečníků u mužů, žen i bez ohledu na pohlaví (Obrázek č. 40). Tyto rozdíly byly statisticky významné ( $p < 0,01$ ), jak potvrdil Mannův-Whitneyův U-test.

### Obrázek 40

Porovnání úrovně zkušeností s technikou, pohlavím (kN). Z značí úroveň zkušeností začátečník, P úroveň zkušeností pokročilý.



(vlastní)

## 5.2 Výsledky pro hodnoty impulsu

Tabulka č. 14 shrnuje korelace impulsu s výškou, hmotností a věkem. Všechny výsledky jsou statisticky významné ( $p < 0,001$ ). Střední korelace existují podle Pearsona a Spearmana mezi impulsem a výškou a impulsem a hmotností. Tytéž korelace podle Kendalla jsou jen střední. Korelace impulsu s věkem je na dolní hranici střední korelace (Spearman), nebo se jeví jako slabá (Pearson, Kendall).

## Tabulka 14

*Korelace hodnoty impulsu a antropometrických parametrů (jsou uvedeny korelace podle Pearsona, Spearmana a Kendalla i s odpovídajícími p hodnotami)*

impuls pro všechny techniky, pohlaví, úroveň zkušeností						
	Pearson	p	Spearman	p	Kendall	p
Výška	0,484	< 0,001	0,485	< 0,001	0,337	< 0,001
Hmotnost	0,500	< 0,001	0,527	< 0,001	0,368	< 0,001
Věk	0,311	< 0,001	0,405	< 0,001	0,288	< 0,001

Hodnotící škála pro absolutní hodnotu korelace: 0,00 – 0,19 „velmi slabá“,

0,20 – 0,39 „slabá“, 0,40 – 0,59 „střední“, 0,60 – 0,79 „silná“, 0,80 – 1,00 „velmi silná“

(vlastní)

Tabulka č. 15 zobrazuje výsledky dosaženého impulsu pro tři typy úderu, obě pohlaví a dvě úrovně zkušeností.

## Tabulka 15

*Porovnání techniky (impuls, Ns) podle pohlaví, úrovně zkušeností*

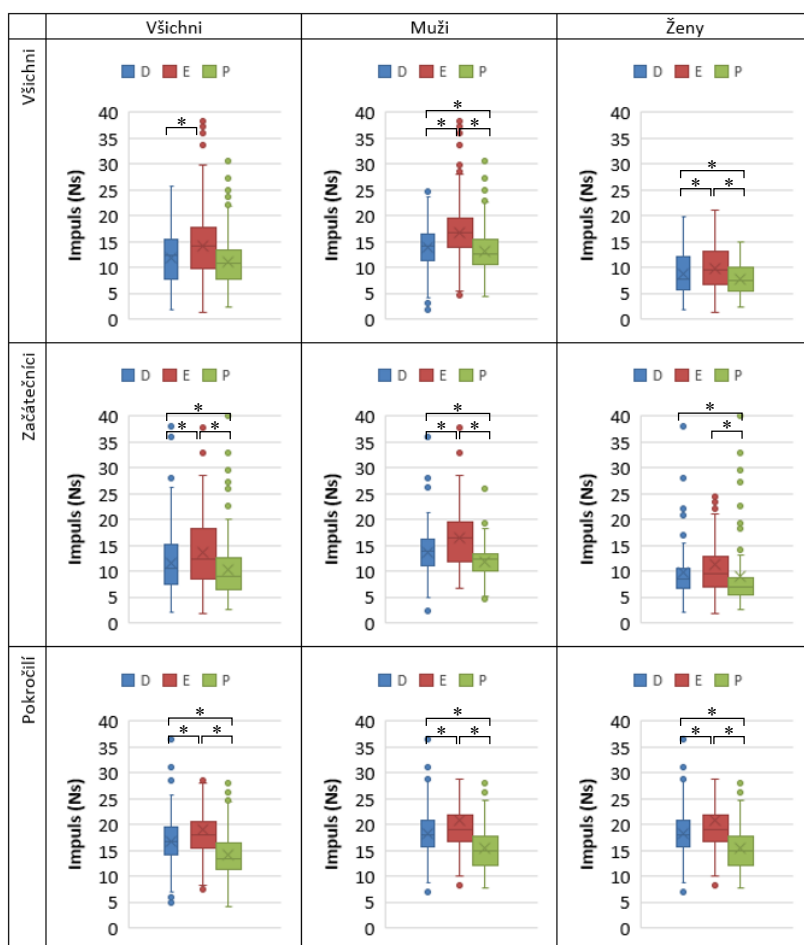
Subjekty	Technika	Úroveň	Průměr	Směrodatná odchylka	Minimum	Maximum
Všichni	Direkt	Začátečník	11,6	5,6	2,0	38,4
		Pokročilý	16,8	4,5	4,8	36,4
	Loket	Začátečník	13,6	6,6	1,9	51,3
		Pokročilý	19,1	9,4	7,4	86,1
Muži	Direkt	Začátečník	10,3	5,6	2,5	40,0
		Pokročilý	14,0	4,7	4,0	48,2
	Loket	Začátečník	13,7	4,8	2,2	35,8
		Pokročilý	18,2	4,0	7,0	36,4
Ženy	Direkt	Začátečník	16,3	5,5	6,7	37,8
		Pokročilý	20,8	10,6	8,3	86,1
	Loket	Začátečník	11,9	3,4	4,7	25,9
		Pokročilý	15,4	4,7	7,6	48,2
Ženy	Direkt	Začátečník	9,7	5,6	2,0	38,4
		Pokročilý	13,5	3,6	4,8	20,4
	Loket	Začátečník	11,3	6,6	1,9	51,3
		Pokročilý	15,2	3,7	7,4	20,6
Dlaň	Začátečník	8,9	6,7	2,5	40,0	
	Pokročilý	10,9	3,2	4,0	18,4	

(vlastní)



## Obrázek 41

Porovnání techniky (impuls, Ns) podle pohlaví, úrovně zkušenosti. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní.



(vlastní)

1. řádka grafu (Obrázek č. 41) značí porovnání technik bez ohledu na úroveň zkušeností. Data nevykazovala normální rozdělení impulsu síly ( $p < 0,01$ ) (Příloha č. 22.4). K porovnání technik byl proto využit Kruskalův-Wallisův ne parametrický test. Ten poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech subjektů i u mužů a u žen zvláště. K jejich další analýze byl využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezeny mezi všemi úderu u všech subjektů, mužů i žen s výjimkou porovnání úderu direktem a dlaní ( $p = 0,256$ ) a loktem a dlaní ( $p = 0,144$ ).

2. řádka grafu značí porovnání technik u začátečníků. V této úrovni zkušeností všechna data vykazovala nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ) kromě úderu loktem u mužů ( $p = 0,397$ ). K porovnání technik byl proto rovněž využit Kruskalův-Wallisův ne parametrický test, který

poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech začátečníků, u mužů začátečníků i u žen začátečnic. K jejich další analýze byl opět využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezeny mezi všemi údery s výjimkou porovnání úderu direktem a loktem u žen začátečnic ( $p = 0,210$ ).

3. řádka grafu značí porovnání technik u pokročilých. V této úrovni zkušeností, všechna data vykazovala nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ) s výjimkou úderu loktem u mužů ( $p = 0,397$ ) a úderu dlaní u žen ( $p = 0,122$ ). K porovnání technik byl opět využit Kruskalův-Wallisův neparametrický test, který poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech pokročilých, u pokročilých mužů i u pokročilých žen. Mannův-Whitneyův U-test potvrdil statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly mezi všemi údery bez výjimky.

Tabulka č. 16 uvádí hodnoty  $p$  post hoc statistických testů porovnávajících techniky úderů v závislosti na pohlaví a úrovni. Tučně jsou zvýrazněny případy, kde rozdíl nebyl statisticky významný.

### Tabulka 16

#### *Hodnoty $p$ post hoc testů pro impuls*

Úroveň	Technika 1	Technika 2	Pohlaví		
			Všichni	Muži	Ženy
Všichni	D	E	<0,01	<0,01	<0,01
	D	P	<b>0,256</b>	<0,01	<0,01
	E	P	<b>0,144</b>	<0,01	<0,01
Začátečníci	D	E	<0,01	<0,01	<b>0,210</b>
	D	P	<0,01	<0,01	<0,01
	E	P	<0,01	<0,01	<0,01
Pokročilí	D	E	<0,01	0,045	<0,01
	D	P	<0,01	<0,01	<0,01
	E	P	<0,01	<0,01	<0,01

(vlastní)

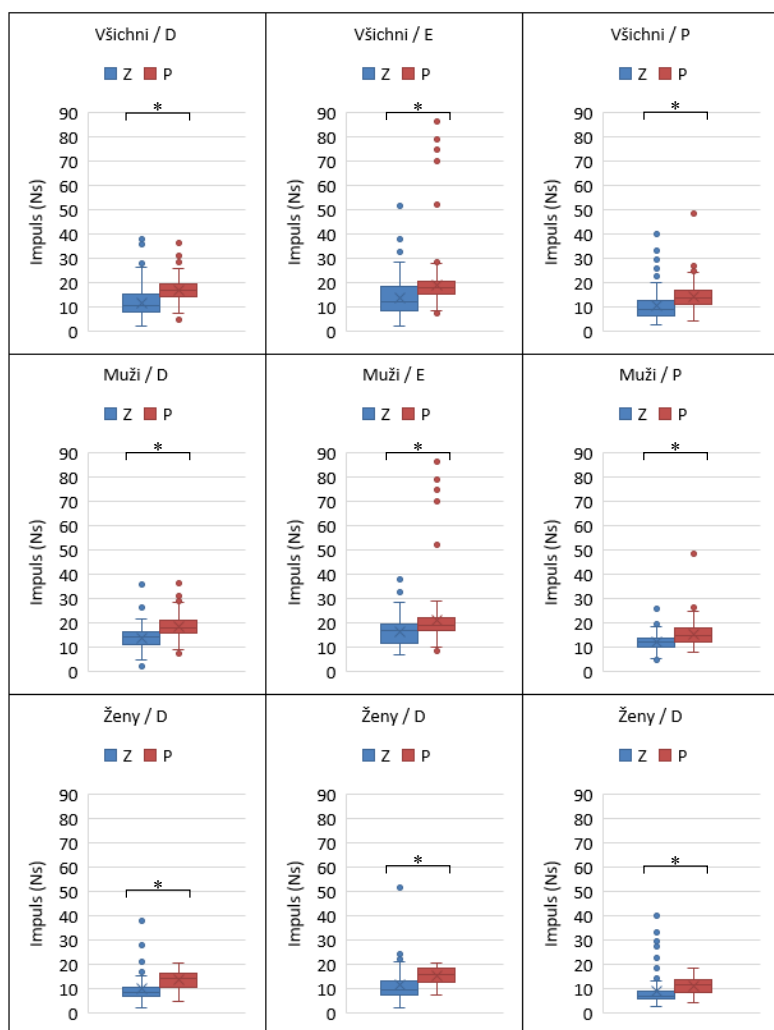
Při porovnání techniky a pohlaví, podle očekávání byl impuls síly úderu pro každou z technik větší u mužů než u žen a tento rozdíl byl statisticky významný ( $p < 0,01$ ). Tento závěr platí pro začátečníky, pokročilé i všechny subjekty bez ohledu na úroveň.

Z důvodu nenormálního rozdělení dat byl i v případě porovnání vlivu úrovně použit neparametrický Kruskalův-Wallisův test. Výsledky byly konzistentní s předchozí analýzou. U

všech úderů byla výsledná hodnota impulsu statisticky významně ( $p < 0,01$ ) vyšší u pokročilých než u začátečníků u mužů, žen i bez rozdílu pohlaví (Obrázek č. 42).

## Obrázek 42

Porovnání úrovně zkušeností s technikou (impuls, Ns), pohlavím. Z značí úroveň zkušeností začátečník, P úroveň zkušeností pokročilý.



(vlastní)

### 5.3 Výsledky pravděpodobnosti pro přesažení hodnoty 5,1 kN

Největší pravděpodobnost přesažení síly úderu 5,1 kN bez ohledu na pohlaví byla potvrzena pro úder loktem (14,4 %). Po něm následoval úder dlaní (6,0 %) a úder pěstí (0,7 %). Tento výsledek je ovlivněn především výsledky mužů, u nichž údery loktem, dlaní a pěstí dosahovaly pravděpodobností 25,0 %, 13,2 % a 2,7 %. Výsledky pro ženské pohlaví byly

zanedbatelné, 0,7 % pro úder loktem, 0,1 % pro úder dlaní a 0,0 % pro úder pěstí (Tabulka č. 17, Obrázek č. 43).

### Tabulka 17

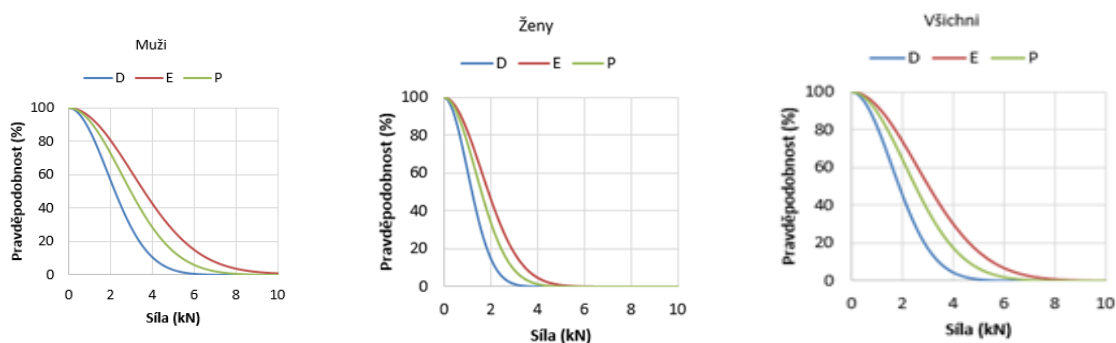
Pravděpodobnost (%) přesažení 5,1 kN

	D	E	P
Všichni	0,7	14,4	6,0
Muži	2,7	25,0	13,2
Ženy	0,0	0,7	0,1

(vlastní)

### Obrázek 43

Pravděpodobnosti sil (%) pro pohlaví a tři techniky



(vlastní)

Obrázek č. 44, Tabulka č. 18, vztahuje pravděpodobnost přesažení hodnoty 5,1 kN k tolerančnímu prahu kostní tkáně pro 7 segmentů obličejové části lebky. Není zde zahrnuta os occipitale (kost tylní), kde není velký předpoklad pro vystavení tohoto segmentu úderu například v tréninku sebeobrany, soutěžích bojového sportu s ohledem na pravidla. Práh pro frakturu tohoto segmentu byl reportován jako 11,8 kN (Příloha č. 10).

### Tabulka 18

Parametr B Rayleighova rozdělení pravděpodobnosti

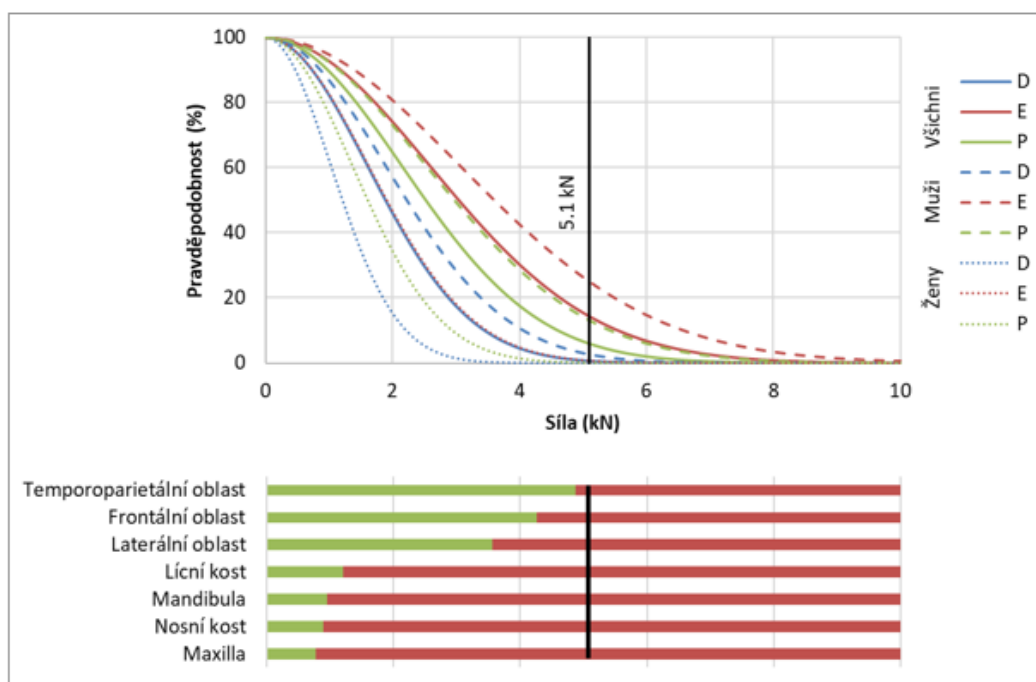
		Parametr B Rayleighova rozdělení pravděpodobnosti		95% konfidenční interval	
				Dolní mez	Horní mez
Všichni	Direkt	1609		1557	1665
	Loket	2590		2506	2681
	Dlaň	2148		2078	2223
Muži	Direkt	1895		1816	1981

	Loket	3063	2935	3202
	Dlaň	2532	2427	2647
Ženy	Direkt	1034	981	1092
	Loket	1626	1543	1718
	Dlaň	1372	1302	1450

(vlastní)

#### Obrázek 44

*Pravděpodobnost (%) přesažení 5,1 kN pro obě pohlaví a všechny techniky, úrovně zkušenosti*



(vlastní)

### 5.4 Výsledky přepočteného tlaku pod úderovými plochami horní končetiny

#### 5.4.1 Výsledky pro hodnoty úderových ploch

Tabulka č. 19 zobrazuje výsledky velikosti plochy pro tři typy úderu, obě pohlaví a dvě úrovně zkušeností.

## Tabulka 19

*Porovnání techniky (kontaktní plocha, cm<sup>2</sup>) podle pohlaví, úrovně zkušenosti*

Subjekty	Technika	Úroveň	Průměr	Směrodatná odchylka	Minimum	Maximum
Všichni	Direkt	Začátečník	9,45	5,33	1,71	23,03
		Pokročilý	8,56	4,71	1,07	24,48
	Loket	Začátečník	2,51	2,14	0,39	10,70
		Pokročilý	2,19	1,75	0,40	15,91
	Dlaň	Začátečník	18,81	8,44	5,94	44,97
		Pokročilý	20,14	6,46	8,58	40,97
Muži	Direkt	Začátečník	9,50	5,59	2,14	23,03
		Pokročilý	8,47	4,87	1,68	24,48
	Loket	Začátečník	2,59	2,11	0,70	10,53
		Pokročilý	2,40	1,91	0,69	15,91
	Dlaň	Začátečník	23,91	9,11	6,98	44,97
		Pokročilý	22,25	6,20	8,58	40,99
Ženy	Direkt	Začátečník	9,40	5,13	1,71	19,81
		Pokročilý	8,77	4,33	1,07	19,84
	Loket	Začátečník	2,44	2,17	0,39	10,70
		Pokročilý	1,73	1,22	0,40	6,87
	Dlaň	Začátečník	14,41	4,45	5,94	26,19
		Pokročilý	15,32	4,01	8,81	25,67

(vlastní)

Vnitro třídní korelační koeficient i zde ukazuje dobrou opakovatelnost v rámci jednotlivce (Tabulka č. 20).

## Tabulka 20

*Inter korelační koeficient (ICC) pro tři techniky a kontaktní plochu*

	ICC	Všichni	Direkt	Loket	Dlaň
	ICC	0,9856	0,9584	0,9513	0,9599
Konfidenční interval	Dolní mez	0,9833	0,9466	0,9376	0,9485
	Horní mez	0,9876	0,9680	0,9625	0,9691

(vlastní)

Kromě ICC bylo provedeno kritérium relativního rozsahu (Tabulka č. 21). To jest absolutní a relativní počet subjektů, u nichž rozpětí velikosti ploch pro danou techniku přesáhl 30 % průměrné hodnoty. Toto kritérium umožňuje identifikovat subjekty, u kterých nebyla pozorována dostatečná opakovatelnost měření.

## Tabulka 21

Počet s  $C > 30\%$

	Direkt	Loket	Dlaň
Absolutní počet	30	23	6
Relativní počet (ze 169) v %	17,8	13,6	3,6

(vlastní)

Středně silná statisticky významná ( $p < 0,01$ ) korelace podle Pearsona ( $R = 0,471$ ) a Spearmana ( $R = 0,488$ ) byla nalezena mezi hmotností subjektů a velikostí úderové plochy dlaně. Středně silná statisticky významná ( $p < 0,01$ ) byla i korelace podle Spearmana mezi věkem a velikostí úderové plochy dlaně. Podle Pearsona a Kendalla byla tato korelace však už jen slabá. Slabá korelace byla nalezena mezi výškou subjektů a velikostí úderové plochy dlaně a mezi hmotností subjektů a velikostí úderové plochy lokte (Pearson, Spearman). Ostatní korelace byly velmi slabé (Tabulka č. 22). Ať už jsou výsledky statisticky významné či nikoli, jedná se o korelace vesměs slabé či střední a žádný koeficient korelace nepřesahuje hodnotu 0,5.

## Tabulka 22

Korelace úderové plochy s výškou, hmotností a věkem pro jednotlivé techniky (Jsou uvedeny korelace podle Pearson, Spearmana a Kendalla i s odpovídajícími  $p$  hodnotami. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou zvýrazněny tučně. D značí úder zatáhou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní).

	Technika	Pearson	p	Spearman	p	Kendall	p
Výška	D	0,090	<b>0,043</b>	0,066	0,139	0,042	0,165
	E	-0,091	<b>0,041</b>	0,027	0,537	0,013	0,657
	P	0,302	<b>&lt; 0,01</b>	0,373	<b>&lt; 0,01</b>	0,252	<b>&lt; 0,01</b>
Hmotnost	D	0,196	<b>&lt; 0,01</b>	0,155	<b>&lt; 0,01</b>	0,106	<b>&lt; 0,01</b>
	E	0,306	<b>&lt; 0,01</b>	0,202	<b>&lt; 0,01</b>	0,136	<b>&lt; 0,01</b>
	P	0,471	<b>&lt; 0,01</b>	0,488	<b>&lt; 0,01</b>	0,334	<b>&lt; 0,01</b>
Věk	D	0,075	0,093	0,098	<b>0,028</b>	0,072	<b>0,020</b>
	E	0,156	<b>&lt; 0,01</b>	0,036	0,421	0,026	0,406
	P	0,385	<b>&lt; 0,01</b>	0,415	<b>&lt; 0,01</b>	0,291	<b>&lt; 0,01</b>

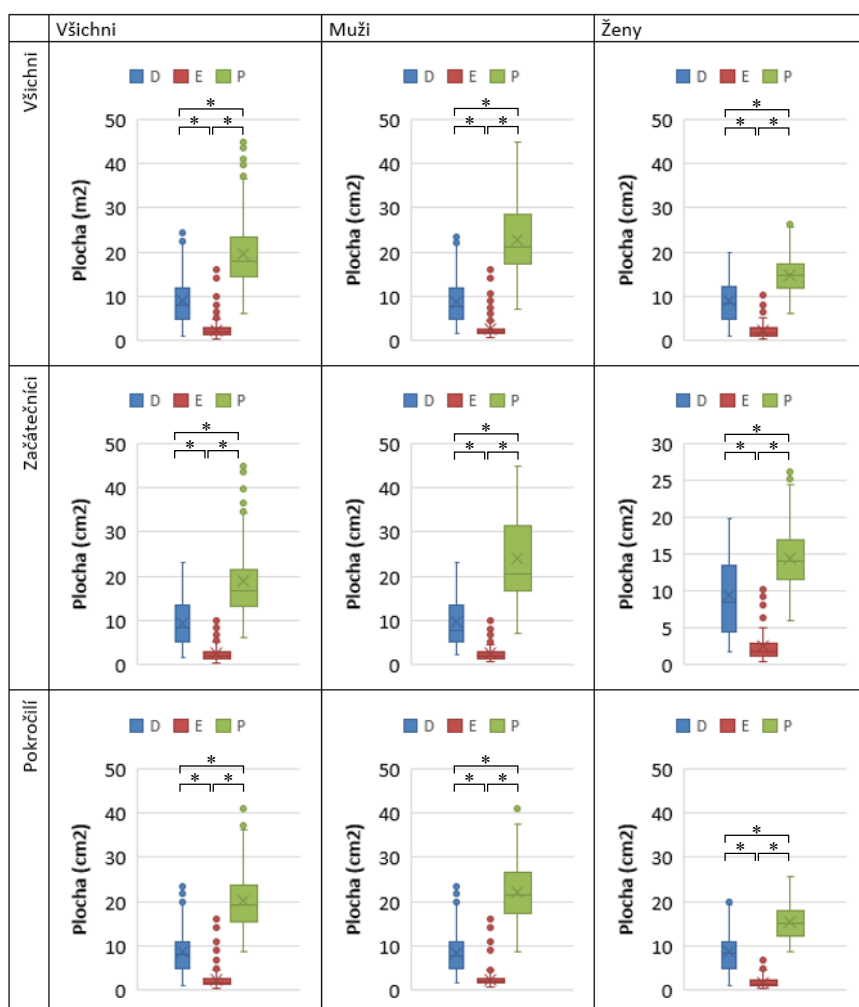
Hodnotící škála pro absolutní hodnotu korelace: 0,00 – 0,19 „velmi slabá“,

0,20 – 0,39 „slabá“, 0,40 – 0,59 „střední“, 0,60 – 0,79 „silná“, 0,80 – 1,00 „velmi silná“

(vlastní)

## Obrázek 45

Porovnání techniky (kontaktní plocha, cm<sup>2</sup>) podle pohlaví, úrovně zkušenosti. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní.



(vlastní)

1. řádka grafu (Obrázek č. 45) značí porovnání technik bez ohledu na úroveň zkušenosti. Data nevykazovala normální rozdělení plochy úderu ( $p < 0,01$ ) (Příloha č. 23.2). K porovnání technik byl proto využit Kruskalův-Wallisův ne parametrický test. Ten poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech subjektů i u mužů a u žen zvláště. K jejich další analýze byl využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezeny mezi všemi údery u všech subjektů, mužů i žen bez výjimky.

2. řádka grafu značí porovnání technik u začátečníků. V této úrovni zkušenosti, všechna data vykazovala nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ) kromě úderu dlaní u žen ( $p = 0,302$ ). K porovnání technik byl proto rovněž využit Kruskalův-Wallisův ne parametrický test, který



poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech začátečníků, u mužů začátečníků i u žen začátečnic. K jejich další analýze byl opět využit Mannův-Whitneyův U-test rovněž známý jako Wilcoxonův rank sum test. Statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly byly nalezené mezi všemi údery bez výjimky.

3. řádka grafu značí porovnání technik u pokročilých. V této úrovni zkušeností všechna data vykazovala nenormální rozdělení ( $p < 0,01$ ) s výjimkou úderu direktem u žen ( $p = 0,074$ ). K porovnání technik byl opět využit Kruskalův-Wallisův ne parametrický test, který poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech pokročilých, u pokročilých mužů i u pokročilých žen. Mannův-Whitneyův U-test potvrdil statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly mezi všemi údery bez výjimky.

Tabulka č. 23 uvádí hodnoty  $p$  post hoc statistických testů porovnávajících techniky úderů v závislosti na pohlaví a úrovni zkušeností. Všechny rozdíly byly statisticky významné.

### Tabulka 23

*Hodnoty  $p$  post hoc testů (plocha)*

Úroveň	Technika 1	Technika 2	Pohlaví		
			Všichni	Muži	Ženy
Všichni	D	E	<0,01	<0,01	<0,01
	D	P	<0,01	<0,01	<0,01
	E	P	<0,01	<0,01	<0,01
Začátečníci	D	E	<0,01	<0,01	<0,01
	D	P	<0,01	<0,01	<0,01
	E	P	<0,01	<0,01	<0,01
Pokročilí	D	E	<0,01	<0,01	<0,01
	D	P	<0,01	<0,01	<0,01
	E	P	<0,01	<0,01	<0,01

(vlastní)

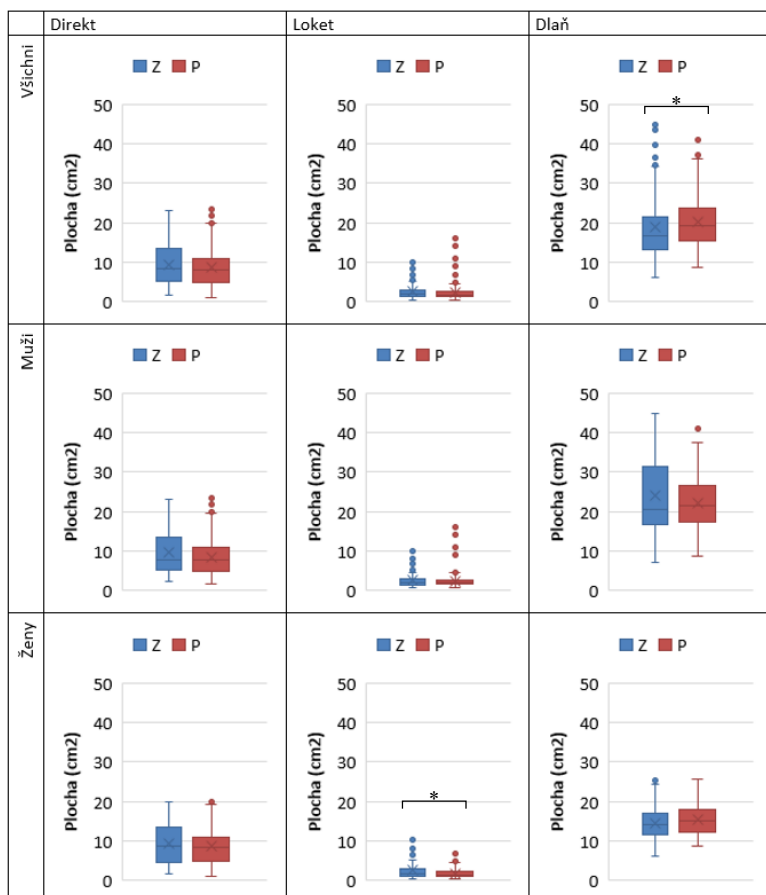
Při porovnání techniky muži vs. ženy, Mannův-Whitneyův U-test nepotvrdil statisticky významný rozdíl mezi muži a ženami u plochy direktu ( $p = 0,269$ ), ani u začátečníků ( $p = 0,984$ ), ani u pokročilých ( $p = 0,310$ ). U začátečníků se rozdíl mezi muži a ženami nepotvrdil ani u plochy úderu loktem ( $p = 0,172$ ). U všech ostatních ploch úderů byl rozdíl mezi muži a ženami statisticky významný ( $p < 0,01$ ) u všech, začátečníků i pokročilých.

Při porovnání začátečníků a pokročilých vykazovaly normální rozdělení jen plochy úderů direktem u pokročilých žen ( $p = 0,074$ ) a plochy úderů dlaní u žen začátečnic ( $p = 0,302$ ). Není důvod se domnívat, že by dopadové plochy měly být významně rozdílné u začátečníků a

pokročilých (Obrázek č. 46). Přesto je tomu tak v případě plochy úderu dlaní ( $p < 0,01$ ) bez ohledu na pohlaví a v případě plochy úderu loktem u žen ( $p = 0,014$ ). V ostatních případech nebyl rozdíl v úderových plochách mezi začátečníky a pokročilými statisticky významný.

#### Obrázek 46

Porovnání úrovně zkušenosti s technikou (kontaktní plocha,  $\text{cm}^2$ ), pohlavím. Z značí úroveň zkušenosti začátečník, P úroveň zkušenosti pokročilý.



(vlastní)

#### 5.4.2 Výsledky pro hodnoty přepočteného tlaku pod úderovou plochou

Tabulka č. 24, Obrázek č. 47 zobrazuje výsledky hodnot průměrného tlaku pro tři typy úderu, obě pohlaví a dvě úrovně zkušeností.

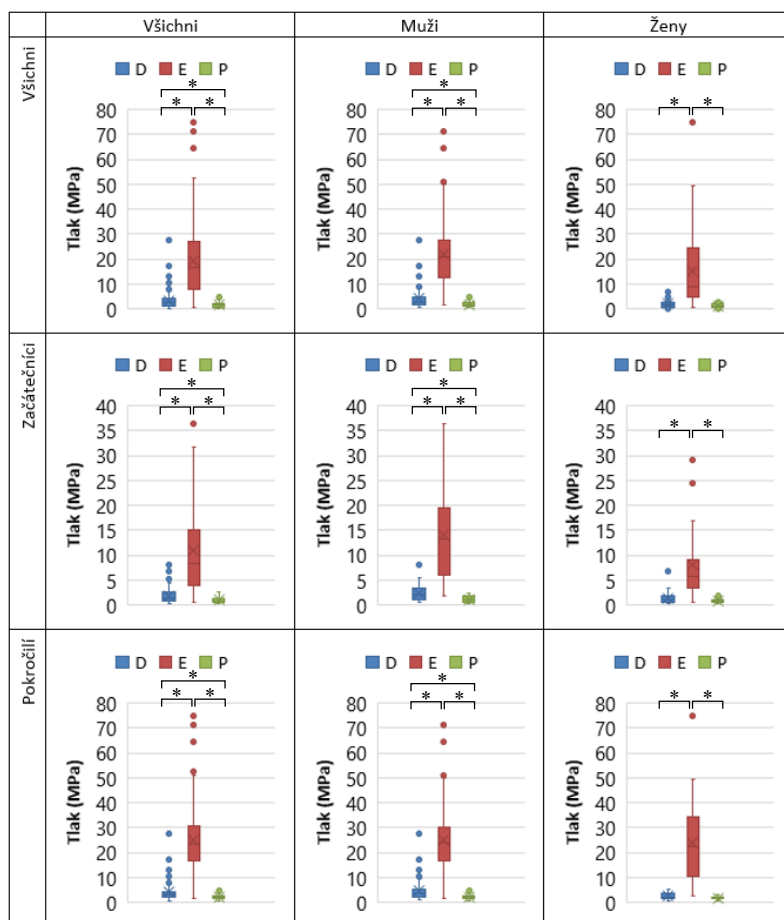
**Tabulka 24***Porovnání techniky (tlak, MPa) podle pohlaví, úrovně zkušeností*

Subjekty	Technika	Úroveň	Průměr	Směrodatná odchylka	Minimum	Maximum
Všichni	Direkt	Začátečník	1,92	1,55	0,32	8,06
		Pokročilý	4,04	3,67	0,72	27,61
	Loket	Začátečník	10,83	8,77	0,61	36,34
		Pokročilý	24,81	13,94	1,58	74,92
	Dlaň	Začátečník	1,01	0,59	0,26	2,72
		Pokročilý	2,13	0,82	0,54	5,17
Muži	Direkt	Začátečník	2,45	1,70	0,68	8,06
		Pokročilý	4,70	4,15	1,23	27,61
	Loket	Začátečník	14,10	9,38	1,83	36,34
		Pokročilý	25,20	13,15	1,58	71,12
	Dlaň	Začátečník	1,17	0,62	0,40	2,30
		Pokročilý	2,23	0,86	0,55	5,17
Ženy	Direkt	Začátečník	1,47	1,27	0,32	6,74
		Pokročilý	2,53	1,34	0,72	5,41
	Loket	Začátečník	8,02	7,20	0,61	29,16
		Pokročilý	23,92	15,81	2,90	74,92
	Dlaň	Začátečník	0,88	0,53	0,26	2,72
		Pokročilý	1,89	0,67	0,54	3,16

(vlastní)

## Obrázek 47

Porovnání techniky (tlak, MPa) podle pohlaví, úrovně zkušeností. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní.



(vlastní)

Normální rozdělení vykazovaly jen úderu loktem ( $p = 0,069$ ) a dlaní ( $p = 0,500$ ) u mužů (Příloha č. 22.3), proto byl k analýze dat použit ne parametrický Kruskalův-Wallisův test. Ten poukázal na statisticky významný ( $p < 0,01$ ) rozdíl. Mannův-Whitneyův U-test potvrdil tento rozdíl mezi technikami u mužů, žen i bez rozdílu pohlaví u začátečníků, pokročilých i bez rozdílu úrovně kromě úderů direkt vs. dlaň u žen ( $p = 0,141$ ), žen začátečnic ( $p = 0,187$ ) a pokročilých žen ( $p = 0,352$ ).

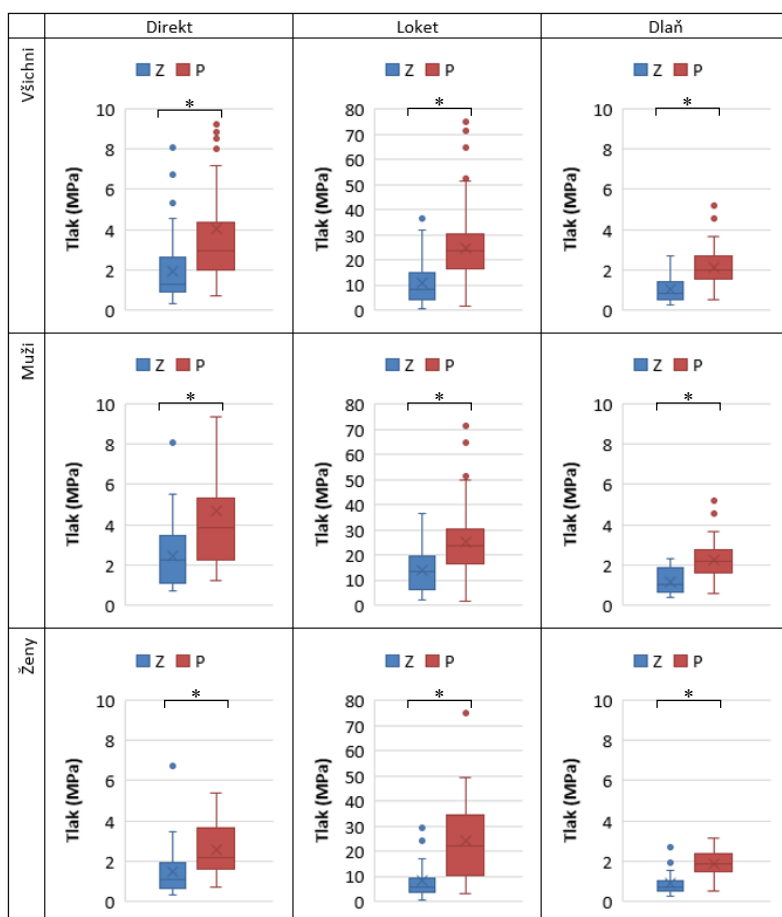
Z pohledu porovnání techniky a pohlaví, podle očekávání byl tlak úderu pro každou z technik větší u mužů než u žen a tento rozdíl byl statisticky významný ( $p < 0,01$ ). Tento závěr platí pro začátečníky, pokročilé i všechny subjekty bez ohledu na úroveň.

Pro hodnocení vlivu pohlaví a úrovně zkušeností a z důvodu převážně nenormálního rozdělení dat byl použit ne parametrický Kruskalův-Wallisův test. Výsledky byly konzistentní

s předchozí analýzou. U všech úderů byl výsledný tlak statisticky významně vyšší u pokročilých než u začátečníků u mužů, žen i bez rozdílu pohlaví (Obrázek č. 48).

### Obrázek 48

*Porovnání úrovně zkušeností s technikou (tlak, MPa), pohlavím. Z značí úroveň zkušeností začátečník, P úroveň zkušeností pokročilý.*



(vlastní)

#### 5.4.2.1 Výsledky pravděpodobnosti pro hodnoty přepočteného tlaku

Výsledky poukázaly na velký rozdíl mezi potenciálem úderu loktem a zbylými dvěma technikami. Techniku úderu zaťatou pěstí a dlaní lze hodnotit z hlediska pravděpodobnosti do hodnoty 10 MPa, zatímco techniku úderu loktem lze hodnotit do hodnoty 50 MPa (Tabulka č. 25, Obrázek č. 49).

## Tabulka 25

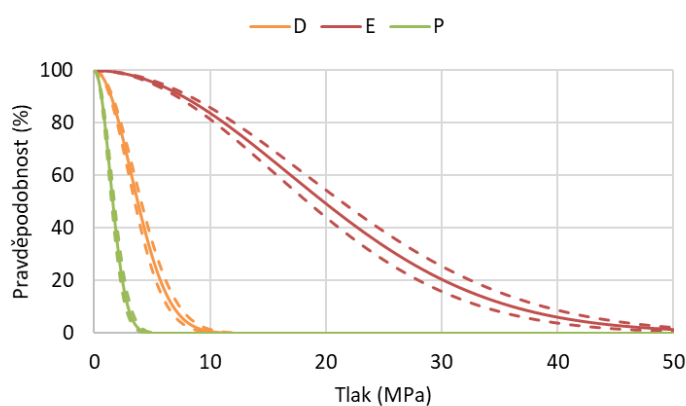
### Parametr B Rayleighiho rozdělení pravděpodobnosti

	Parametr B	Dolní mez 95% konfidenčního intervalu	Horní mez 95% konfidenčního intervalu
D	3,1867	2,9635	3,4465
E	16,7958	15,6195	18,1652
P	1,3547	1,2599	1,4652

(vlastní)

## Obrázek 49

### Pravděpodobnosti dosažení hranice tlaku (MPa) do 50 MPa



(vlastní)

## 5.5 Vyhodnocení hypotéz

### 5.5.1 Hypotéza 1

H1: Předpokládané pořadí  $Fr$  (kN)  $E > P > D$  se liší podle úrovně zkušeností.

Hypotézu H1 lze potvrdit. Předpokládané pořadí redukované síly úderu se lišilo podle úrovně zkušeností subjektů a největší příspěvek k tomuto rozdílu přinesly ženy začátečnice.

Pro jednotlivé techniky úderu bylo předpokládáno pořadí  $E > P > D$  redukované síly ( $Fr$ , kN), která byla pro každou techniku a každý subjekt zbavena o nejhorší a nejlepší výsledek z celkem pěti provedených úderů. Pořadí  $E > P > D$  bylo zachováno ve smyslu průměru a mediánu u pokročilých subjektů, a to u mužů, žen i všech subjektů bez ohledu na pohlaví. Statistické testy navíc potvrdily statisticky významné ( $p < 0,01$ ) rozdíly mezi technikami úderů u

pokročilých.

U mužů začátečníků se předpokládané pořadí technik úderů neměnilo, ale mezi úderem loktem a úderem dlaní už nebyl rozdíl statisticky významný ( $p = 0,990$ ). U žen začátečnic došlo ke změně pořadí technik na  $P>E>D$ . Úder dlaní převládl zjištěnou hodnotou síly nad úderem loktem. Rozdíly mezi technikami byly u žen začátečnic statisticky významné ( $p < 0,01$ ) a to natolik, že společně s výsledky mužů začátečníků vedly ke změně pořadí technik na  $P>E>D$  u všech začátečníků bez ohledu na pohlaví. Výsledky pro H1 shrnuje Tabulka č. 26.

**Tabulka 26**

*Výsledky pro Hypotézu 1*

Síla	E>P>D	Všichni	Začátečníci	Pokročilí
Všichni		E>P>D	P>E>D	E>P>D
Muži		E>P>D	E~P>D	E>P>D
Ženy		E~P>D	P>E>D	E>P>D

	Předpokládané pořadí technik úderů podle síly
	Potvrzení předpokladu
	Dodržení pořadí, ale mezi některými technikami není statisticky významný rozdíl a jejich ekvivalence je zde označena symbolem ~
	Není ve shodě s předpokladem (pořadí techniky se změnilo)

(vlastní)

Odhlédne-li se od úrovně subjektů, výsledky mužů jsou významněji ovlivněny výsledky pokročilých mužů tak, že výsledky mužů začátečníků nevedou ke změně pořadí technik úderů ve skupině mužů bez ohledu na úroveň. Změna pořadí technik úderů u žen začátečnic a pokročilých vede ve skupině žen bez ohledu na úroveň k ekvivalenci mezi úderem loktem a úderem dlaní v tom smyslu, že mezi těmito údery není statisticky významný rozdíl ( $p = 0,326$ ).

### 5.5.2 Hypotéza 2

H2: Nejvyšší pravděpodobnosti pro přesažení hodnoty 5,1 kN dosahuje  $F_n$  úderu loktem.

Hypotézu H2 lze potvrdit. Největší pravděpodobnost přesažení hodnoty síly 5,1 kN dosáhl úder loktem.

Pro výpočet pravděpodobnosti přesažení prahu síly úderu 5,1 kN byl použit neredukovaný datový soubor. Pravděpodobnost byla tedy určena pro každou techniku zvlášť na základě všech pěti pokusů každého subjektu, jelikož zařazení nejslabšího a nejsilnějšího pokusu bylo vhodné s ohledem na aplikaci do reálného prostředí konfliktu.

Bez ohledu na pohlaví projevil největší pravděpodobnost přesažení síly úderu 5,1 kN úder loktem se 14,4 %. Po něm následoval úder dlaní se 6,0 % a úder pěstí s 0,7 %. Tento výsledek je ovlivněn především výsledky mužů, u nichž úder loktem, dlaní a pěstí dosahovaly pravděpodobností 25,0 %, 13,2 % a 2,7 %. Příspěvek žen byl v podstatě zanedbatelný s hodnotami pravděpodobností 0,7 % pro úder loktem, 0,1 % pro úder dlaní a 0,0 % pro úder pěstí.



## 6. Diskuze

Diskuze je řazena podle pořadí vedlejších cílů. Nejprve je řešena dynamika síly úderů (cíl č. 1), se kterou ovšem úzce souvisí hodnocení netlumené síly úderů (cíl č. 4). Dále je řešeno hodnocení impulsu (cíl č. 1). Následuje hodnocení pravděpodobnosti pro přesažení kritické hodnoty 5,1 kN (Cíl č. 2). Následuje hodnocení velikosti úderových ploch, které umožňuje hodnocení veličiny tlaku pod kontaktní plochou úderů a její pravděpodobnost (cíl č. 3). Nakonec je hodnocena kvalitativní komparace směrem do doporučení vhodných úderových prostředků pro výcvik (cíl č. 5).

### 6.1 Hodnocení pořadí síly úderů v závislosti na dosažené úrovni zkušeností

Předpokládané pořadí hodnoty redukované síly úderu  $F_r$  (kN) bylo  $E > P > D$ . Výsledky ukázaly, že toto pořadí platí pro pokročilé, zatímco zápis pořadí začátečníků je  $P > E > D$ .

Nejvyšší hodnota impaktní síly byla potvrzena pro úder loktem a nejnižší hodnota impaktní síly byla potvrzena pro úder zaťatou pěstí ve skupině mužů a žen s pokročilou úrovní zkušeností. Nebyl potvrzen rozdíl v hodnotě impaktní síly pro úder loktem a úder dlaní ve skupině mužů začátečníků a u skupiny žen začátečnic úder dlaní byl vyšší v porovnání s úderem loktem. Oproti tomu úder zaťatou pěstí potvrdil nejnižší dosaženou hodnotu síly u obou pohlaví a obou úrovní zkušeností.

Začátečníci a pokročilí dosáhli pro úder zaťatou pěstí 1,2; 2,4 kN, pro úder dlaní 1,8; 3,2 kN a pro úder loktem 1,7; 4,0 kN.

Velmi slabá korelace byla nalezena pro věk ( $R = 0,1$ ), slabá korelace pro hmotnost ( $R = 0,2$ ) a střední korelace pro výšku ( $R = 0,4$ ). Některé předchozí experimenty ve shodě nepotvrdily vliv hmotnosti na výslednou sílu úderů, nebo kopů. Pierce et al. (2006) hodnotil 6 váhových kategorií v rozmezí 59–99 kg a nepotvrdil signifikantní korelaci ( $R = 0,22$ ;  $p = 0,5$ ) hmotnosti amatérských boxerů a  $F_{peak}$ . Stejně tak, Estevan et al. (2012) hodnotil tři váhové kategorie atletů Taekwondo (58–90 kg) s výsledkem, že dosažená impaktní síla kopu neměla vztah k hmotnostní kategorii. Oproti tomu, Pedzich et al. (2006) reportoval signifikantní vztah BMI atletů taekwondo a silou kopu. Walilko et al. (2005) reportoval dobrou korelaci ( $R = 0,5$ ;  $p = 0,02$ ) váhové kategorie a síly úderu u profesionálních boxerů. Z dalších antropometrických parametrů, De Souza & Marques (2017) reportovali signifikantní korelaci mezi věkem, úrovní zkušeností a silou úderu v karate. Dílčí experiment disertačního projektu (Beránek et al.,

2020b), který použil stejnou měřicí aparaturu, nepotvrdil korelaci  $F_{peak}$  a hmotnosti, výšky. Důvodem mohla být ale odlišná mimo postojová pozice (v kleku), která nebyla řešena v předchozích studiích a která mohla ovlivnit příspěvek antropometrického potenciálu do výsledku síly.

### 6.1.1 Úder loktem

Úder loktem dosáhl nejvyšší hodnoty impaktní síly ve skupině pokročilých a obsadil druhou pozici ve skupině začátečníků. Lze předpokládat, že takový výsledek byl podpořen vysokým biomechanickým potenciálem, kde rozhodujícími faktory byly délka dráhy úderové plochy od startu k cíli, celkový počet zainteresovaných tělesných segmentů v pohybové akci nebo také vlastnost úderové plochy. Na rozdíl od úderu zaťatou pěstí a dlaní, úderem loktem nelze dosáhnout cíle pouhou extenzí horní končetiny. Liší se také startovní fáze, protože úderová plocha lokte se nenachází v kolmici od cíle (pomyslná hlava oponenta) tak, jako u ostatních dvou úderů, ale níže v oblasti žeber. Z tohoto důvodu, první fáze pohybu není vedena extenzí, ale proximálním pohybem do strany, kde dochází k přemístění olecranonu ve flexi předloktí po oblouku do výšky ramenního kloubu na stranu od těla. V těsném závěru této fáze dochází k mírnému náprahu, a to jak celou končetinou, tak záklonem těla. Ve druhé fázi pohybu, který má za cíl zásah dopadové plochy, dochází k částečné rotaci. Ta slouží pro zpětnou korekci, kde úderová plocha se centruje zpátky na střed sledovaného cíle. Uvedený sled akcí může znamenat delší dráhu úderu, což může zvyšovat sílu úderu (Bolander et al., 2009; Guledge & Dapena, 2007; Netto et al., 2008). Navíc, rotace umožňuje zapojení celého trupu a tím posiluje dopad končetiny v cíli (Cheraghi et al., 2014, Lenetsky et al., 2013). Stejně tak množství zapojených segmentů má pozitivní vliv na dosaženou hodnotu efektivní hmotnosti a přenesené hybnosti v cíli (Lenetski et al., 2015). Významným biomechanickým faktorem je také samotná vlastnost úderové plochy, kterou představuje tuhý loketní výběžek kostní povahy bez významného svalového nebo tukového krytí. Pro úderovou plochu lokte byla potvrzena nejmenší velikost plochy jako ekvivalentu 2 D nedeformovatelné plochy kruhu ( $\text{mm}^2$ ) ze všech tří typů úderů (Beranek et al., 2022). To může hrát důležitou úlohu v kompresní odpovědi směrem do nárůstu impaktní síly (Daly et al., 2004), kde menší kontaktní plocha zvyšuje maximální stres v cíli (Hausmaninger et al., 2019) a naopak (Mugenthaler et al., 2020). Dominanci úderu loktem mohou podpořit i psychologické faktory, vycházející z taktické koncepce krátké vzdálenosti od cíle. Bylo reportováno, že profesionální boxeři preferovali kratší údery pro těžší zásahy (Walilko et al., 2005). Stejně tak, pokročilí probandi mohli

kontrolovat končetinu na kratší dráze lépe a to mohlo znamenat sebevědomější provedení pohybové akce. Dalším faktorem pro převahu loketního úderu může být závislost pokročilých atletů na rukavicích, které se běžně používají v tréninkové přípravě i v soutěži. Rukavice umožňují krýt plochu zaťaté pěsti a částečně i dlaně (například v systému MMA a ve výcviku sebeobrany), zatímco krytí lokte běžné není. Následkem toho, pokročilí atleti mohli považovat úder holým loktem jako standard, na rozdíl od zbylých dvou úderů, což mohlo opět znamenat sebevědomější provedení pohybové akce. Oproti tomu, začátečníci přiřazovali v průběhu měření loktu horší skóre bolestivosti v porovnání s pokročilými. Konkrétně ženy hodnotily stupněm 6 v 17 %, což se neobjevilo u žádného dalšího úderu (Příloha č. 21).

### 6.1.2 Úder dlaní

Úder loktem nebyl potvrzen jako nejsilnější úder ve skupině začátečníků, kde signifikantně vyšší hodnoty síly dosáhl úder dlaní u žen. U mužů začátečníků se výsledky pro loket a dlaň nelišily.

Biomechanický potenciál úderu loktem je podmíněný synchronizací všech pohybů, které se na něm podílejí. Důležitá je zkušenost, kterou trénování mohou využít pro rychlou adaptaci v technice (Smith et al., 2000) a vytěžit do vyšší  $F_{mean}$  úderu (Netto et al., 2008). Bylo reportováno, že i přes to, že vyšší BMI má pozitivní vliv na  $F_{peak}$ , lze ji „udržet“ také vyšší úrovní zkušeností za nižších váhových podmínek (Pedzich et al., 2006). Začátečníci výhodu zkušenosti nemají a nemohou využít ani předchozí znalost z běžných denních činností, které by připomínaly techniku úderu loktem. Ta je specifická a neobjevuje se v běžné motorice horní končetiny, na rozdíl od úderu dlaní. Zde se ruka nachází v pozici, která připomíná úchopové úkoly, základní gesta a která byla popsána pro různé činnosti, jako resuscitace (Tsou et al., 2021), nebo pády ve sportu (Choi & Robinovitch, 2011). Z pohledu hodnocení škály bolestivosti, dlaň dosáhla nejlepšího skóre v porovnání s ostatními údery a začátečníci ji označili za nejméně bolestivou častěji, než pokročilí (Příloha č. 21). To může souviset i s rozdílnou mírou senzitivity pro jednotlivé úderové plochy, kde probandi potvrdili horší skóre bolestivosti pro exponované klouby a kostěné výběžky (typicky pěst a loket) a lepší skóre pro osvalené plochy (typicky dlaň). Dlaň má navíc největší kontaktní plochu (Beranek et al., 2022) a může motivovat začátečníky sníženým stresem při dopadu ruky. Zde ochranu proti citlivější kosterní bázi ruky představují čtyři svalové skupiny, zejména thenarové svaly na radiální straně a hypotenární svaly na ulnární straně. Z jiného pohledu, technika úderu s pomocí postavení metakarpálního segmentu ruky umožňuje zapojit velkou mnohohranou a loďkovitou kost, kde

je možné docílit požadovaného efektu impaktní síly, kterou tento úder potvrdil pomyslným druhým místem. Stejně tak postavení ruky při dopadu umožňuje bezprostředně využít plný potenciál zápěstí, které je v tom momentu bezprostřední spojnici mezi urychlenou hmotou paže a cílem. Tyto souvislosti mohou udělat úder dlaní silnější (Adamec et al., 2021), na rozdíl od zaťaté pěsti, která mezi cíl a hmotu paže staví další anatomické struktury sevřených článků prstů a celý segment metakarpu. Takové postavení může absorbovat část dopadového potenciálu, který je primárně určen pro cíl.

Předchozí studie reportují výsledky hodnoty síly úderu dlaní jen omezeně (Adamec et al., 2021; Neto et al., 2008) a stejně tak není možné srovnání s širší skupinou úderů (Beránek et al., 2020a). I přesto je úder dlaní všeobecně doporučován pro začátečníky v sebeobraně, v policejních složkách aj., protože poloha otevřené dlaně umožňuje potřebný přenos energie (Bolander et al., 2009), další taktické možnosti a více komfortní a stabilnější dopad ruky v cíli.

### 6.1.3 Úder zaťatou pěstí

Úder zaťatou pěstí vykázal nejnižší hodnotu průměrné impaktní síly v porovnání s ostatními údery, a to u obou pohlaví a obou úrovní zkušeností. To je v rozporu se závěry předchozích experimentů o jeho silové dominanci a suverenitě (Osman et al., 2017). Ve skutečnosti ale tento dosavadní pohled mohl vycházet z nedostupnosti reportů (Beránek et al., 2020a). Nejnižší výsledek hodnoty síly je překvapivý, protože velikost kontaktní plochy byla označována za malou (Hausmanninger et al., 2019), zejména v porovnání s dlaní (Beránek et al., 2022). Kontaktní plocha hlaviček metakarpu je rigidní, exponovaná a délka dráhy úderu není nezanedbatelná. Úderová plocha zaťaté pěsti je svojí kontaktní plochou tvořena exponovanými distálními, proximálními, interfalangeálními klouby, metakarpofalangeálními klouby a karpometakarpálními klouby bez jiné významné svalové nebo tukové tkáně. V kombinaci s vyšší náročností techniky zaťaté pěsti je možné, že faktor senzitivity s ohledem na absenci rukavic mohl ovlivnit motivaci k výkonu na plný potenciál, zejména u začátečníků. Ti také hodnotili úder zaťatou pěstí na škále bolestivosti jako nejméně komfortní v porovnání s ostatními údery. I skupina pokročilých hodnotila zaťatou pěst více bolestivě, například v porovnání s dlaní, kde významným faktorem mohl být stereotyp používání rukavic ve výcviku a nezkušenost v aplikaci tohoto typu úderu bez ochrany.

Nejnižší silové skóre v rámci skupiny úderů však neznámá, že přímý úder ztrácí svojí dominantní pozici. Z pohledu výkonnostních požadavků v úpolových soutěžích nabízí především taktické výhody. Je to schopnost zasahovat cíl rychle a na dlouhou vzdálenost

okamžitým přechodem flexe předloktí do extenze, což ho činí nebezpečným pro soupeře (Adamec et al., 2021). Je historicky ukotven a pevně spojen s použitím rukavic, které umožňují divákům sledovat delší zápasy, atletům rozvoj taktiky a rozhodčím přehlednější hodnocení zásahů. To jsou jen některé faktory, které zajišťují přímému úderu zařatou pěstí sebevědomou pozici a činí ho fundamentálním elementem úderových sportů a jejich nejfrekventovanější akcí (Tong-Iam et al., 2017).

Z důvodu omezených reportů je srovnání možné pouze s předchozím experimentem disertačního projektu (Beránek et al., 2020b), kde byly hodnoceny stejné pohybové akce na stejné měřicí aparatuře a bez ochranných pomůcek. Měřená akce úderů ale vycházela z mimo postojové startovní pozice v kleku. Výsledky shodně poukázaly na nejnižší hodnotu síly pro úder zařatou pěstí.

#### 6.1.4 Hodnocení netlumené síly úderu

Výsledky dílčího experimentu disertačního projektu (podkapitola 3.5) umožňují re kalkulovat výsledek naměřených hodnot tlumené síly na „čistou“ netlumenou sílu úderu v modelu dopadu horní končetiny na kovový cíl.

Hodnota útlumu pro jednu vrstvu pěny, která kryla měřicí aparaturu, byla stanovena jako koeficient 2,8 kN. To znamená, že při rekalkulaci výsledků by začátečníci a pokročilí dosáhli pro úder zařatou pěstí průměrnou hodnotu netlumené síly 3,6; 6,9 kN, pro úder dlaní 5,2; 9,1 kN a pro úder loktem 4,9; 11,3 kN (Tabulka č. 27).

#### **Tabulka 27**

*Porovnání techniky (netlumená síla, N) podle pohlaví, úrovně zkušeností*

Subjekty	Technika	Úroveň	Průměr
Všichni	Direkt	Začátečník	3551,5
		Pokročilý	6917,4
	Loket	Začátečník	4919,0
		Pokročilý	11319,0
Muži	Dlaň	Začátečník	5249,1
		Pokročilý	9116,2
	Direkt	Začátečník	4634,0
		Pokročilý	7786,5
	Loket	Začátečník	6816,8
		Pokročilý	12828,2

	Dlaň	Začátečník	6562,3
		Pokročilý	10369,5
Ženy	Direkt	Začátečník	2625,2
		Pokročilý	4926,6
	Loket	Začátečník	3284,6
		Pokročilý	7862,6
	Dlaň	Začátečník	4118,2
		Pokročilý	6246,2

(vlastní)

## 6.2 Hodnocení impulsu síly

Předpoklad pořadí technik pro dosaženou hodnotu impulsu byl  $E > D > P$  z důvodu výsledků předchozího experimentu. Ten poukázal na dominantní pozici pro techniku loktem a na malý rozdíl mezi zbylými dvěma technikami. Předpoklad určil, že technika dlaní obsadí nejslabší pozici s ohledem na nejvyšší hodnotu kontaktní plochy.

Impuls jako integrál síly za časový interval a ekvivalence se změnou hybnosti (Eager et al., 2016) poukazuje na vnitřní zákonitosti úderu, na jeho různé aspekty a zároveň může představovat důležité kritérium pro bližší popis mechanismu zranění pro různé části těla (Martinez et al., 2018). V základním pohledu, úderová technika může produkovat velmi vysoký vrchol síly po krátkou dobu, nebo nižší vrchol síly po delší dobu, zároveň s různými efekty v cíli (Lenetski et al., 2015).

Technika loktem dosáhla nejvyšší hodnoty impulsu, což může být podpořeno její schopností zajistit vysoký  $F_{peak}$ . Zároveň se v konečné fázi pohybu objevuje tendence působit na cíl větší plochou, která nezahrnuje jen malou část olekranonu, ale i část ulnární strany předloktí. Na konečné fázi kontaktu se podílí i rotace, která pomáhá centrovat olekranon na cíl, protože jeho předchozí pozice se nachází na straně od těla mimo osu zásahu. Navíc, zde není možné stáhnout končetinu po dopadu pouhou flexí, jako u úderu pěstí a dlaní, protože dopad ovlivňuje rotující hmotnost celého těla a odstup od cíle tak trvá delší dobu. Bylo předpokládáno, že uvedené faktory zajistí delší čas působení vysoké hodnoty  $F_{peak}$ . Dále bylo předpokládáno, že na druhém místě se umístí úder zařatou pěstí, protože Menzel & Potthast (2021) reportovali pohyb COP v rámci kontaktních kloubů při úderu do silové desky. To by způsobilo prodloužení času a zvýšení hodnoty impulsu. Úder dlaní měl dosáhnout nejnižší impuls, kde se předpokládalo, že navzdory velké kontaktní ploše v cíli nebudou exponované kosti zápěstí (zejména kost loďkovitá) prodlužovat působení síly v cíli a na generování vyšší hodnoty

impulsu nebudou samostatně stačit reportované silové dispozice úderu dlaní.

Výsledky disertačního experimentu určily pro obě úrovně zkušeností a obě pohlaví průměrnou hodnotu impulsu (Ns) v sestupném pořadí: úder loktem (14,0 Ns), úder zaťatou pěstí (11,9 Ns) a úder dlaní (11,0 Ns). Z pohledu dosažené úrovně zkušeností, u pokročilých v rámci obou pohlaví signifikantně dominoval úder loktem, následoval úder zaťatou pěstí a nejmenší impuls vykázal úder dlaní. U začátečníků v rámci obou pohlaví, nejvyšší hodnotu impulsu dosáhl loket, ale mezi úderem zaťatou pěstí a dlaní nebyl potvrzen signifikantní rozdíl.

Výsledky poukazují na dominanci lokte, jehož vlastnosti jsou dány nejmenší kontaktní plochou a nejvyšší dosaženou silou. Je možné předpokládat, že malá kontaktní plocha lokte se mohla podílet na kratším časovém působení síly v cíli směrem do vysokého vrcholu síly. Všechny tyto faktory mohou rozhodovat o vysoké účinnosti tohoto typu úderu, kde malá kontaktní plocha a vysoká tuhost úderové plochy společně s vysokým impulsem může znamenat destruktivní typ dopadu (Adamec et al., 2021).

Předpoklad pořadí pro dosaženou hodnotu času průběhu síly byl  $D > E > P$ . Tento předpoklad nebylo možné vytvořit na základě přímých výsledků předchozích experimentů. Předpoklad nejvyšší hodnoty času průběhu síly pro techniku zaťatou pěstí vycházel ze závěru experimentu, kde byl potvrzen pohyb kontaktní plochy pěstí po dopadu (Menzel & Potthast., 2021). Nejnižší hodnota času průběhu síly byla očekávána u techniky dlaní, která oproti technice loktem neobsahuje rotační prvek spojený s delším kontaktem v cíli a naopak dokáže prosadit silový potenciál skrze exponované segmenty metacarpu rychlou extenzí a flexí zpátky do startovní pozice.

Ve shodě s předpokladem, nejkratšího průměrného času dosáhl úder dlaní (8,4 ms), loket se umístil na prostřední pozici (11,1 ms) a nejdelší čas byl potvrzen pro úder zaťatou pěstí (12,4 ms) u mužů pokročilé úrovně zkušeností. Bylo již zmíněno, že o stejné velikosti impulsu může rozhodnout jak kratší trvání průběhu síly společně s vyšší peakovou hodnotou síly, tak delší trvání průběhu síly a nižší peaková hodnota síly. Podrobnější pohled na mechanismus této závislosti a vztah k účinku úderu v cíli nebyl v odborné literatuře nalezen. Martinez et al. (2018) reportoval předpoklad pro destruktivnější účinek nižšího vrcholu síly v kombinaci s delším časovým průběhem pro kostní tkáň dolní končetiny ve spojení s vojenským prostředím (miny). Ishac & Eager (2021) reportoval předpoklad nižší hodnoty impulsu pro vyšší hodnotu síly úderu zaťatou pěstí.

Srovnání výsledků s předchozí literaturou je limitováno chybějícími reporty pro hodnoty impulsu sledovaných typů úderů, které by byly zároveň hodnoceny za stejných experimentálních podmínek. Jedná se zejména o vlastnosti tlumicích pěn nebo celých měřicích

aparatur (nejčastěji pytlů), jejichž žádoucí tlumicí vlastnosti na straně jedné prodlužují náraz a deformují celkový výsledek impulsu na straně druhé (Adamec et al., 2021; Ishac & Eager, 2021). Adamec et al. (2021) reportoval výsledky impulsu pro úder zaťatou pěstí a úder dlaní. U úderu dlaní byla ale testována jiná varianta provedení a měřicí platforma byla kryta relativně velkou tréninkovou lapou o značné tloušťce (nad 10 cm). Úder dlaní dosahoval menší průměrné hodnoty impulsu (15,02 Ns) než úder zaťatou pěstí (19,57 Ns). Bingul et al. (2017) reportoval výsledky impulsu pro boxerský direkt v rukavici v rámci dvou boxerských postojů s výsledkem 27–33 Ns. Walilko et al. (2005) reportoval průměrnou hodnotu impulsu pro boxerský direkt v rukavici s výsledkem 25 Ns. Cesari & Bertucco (2008) srovnal průměrné hodnoty impulsu mezi začátečníky a profesionály v systému karate, kde profesionálové dosahovali vyšší hodnoty (46,7 Ns) než začátečníci (39,6 Ns).

Jediná studie (Beránek et al., 2022) hodnotila impuls pro úder zaťatou pěstí, dlaní a také loktem s pomocí analýzy PCI. Byla zde použita shodná měřicí aparatura (silová deska Kistler) včetně tlumicí pěny. Pohybové akce úderu neprobíhaly z postoje, ale v kleku a probandí dosahovali úrovně pokročilých a v případě mužů zde byla zastoupena i kategorie profesionál. Pro přímý úder, úder dlaní a úder loktem, muži pokročilé úrovně zkušeností dosáhli hodnoty 13,5 Ns, 13,9 Ns a 15,5 Ns a muži profesionálové dosáhli hodnoty 17,1 Ns, 16,4 Ns a 19,6 Ns. Pokročilé ženy dosáhly hodnoty 8,4 Ns, 9,5 Ns a 11,6 Ns. Při celkovém pohledu na výsledky, i zde úder loktem dosáhl nejvyšší hodnoty impulsu, zatímco mezi zbylými typy úderů nebyly zjištěny větší rozdíly.

### **6.3 Hodnocení pravděpodobnosti pro překonání hodnoty 5,1 kN**

Hypotéza č. 2 hodnotila pořadí úderů ve spojení s dosažením pravděpodobnosti překonání hodnoty 5,1 kN v rámci obou úrovní zkušeností. Hodnota 5,1 kN reprezentuje průměrný limit tolerance zatížení lebeční kosti pro přední a boční oblasti (Příloha č. 10). Na základě analýzy předchozí literatury, při přesažení této hodnoty v důsledku úderu lze předpokládat vysoké riziko zlomeniny na lebce v sebeobraných situacích a v bojových soutěžích bez ochranných prostředků (Beránek et al., 2020a, Beránek et al., 2020b).

Výsledky disertačního experimentu určily prvenství úderu loktem, který má potenciál přesáhnout stanovenou hodnotu ve 25 % u mužů a v 0,7 % u žen. Na druhém místě se umístil úder dlaní (13,2 % pro muže, 0,1 % pro ženy) a na třetím místě se umístil úder zaťatou pěstí (2,7 % pro muže, 0,0 % pro ženy).

Dominance loktem byla očekávatelná s ohledem na výsledky hodnot impaktní síly, kde



loket dosáhl nejvyšší maximální hodnoty síly. Překvapivé jsou značné rozdíly mezi pohlavím, kde ženy dosahují výrazně menších hodnot. I přesto, že výsledky pro ženy ukázaly také vysoké hodnoty síly např. pro loket, jednalo se o nízký počet pokročilých probandek, což nestačilo na prosazení v celkovém, výsledku hodnocení pravděpodobnosti.

Příležitost pro porovnání výsledků nabízí experiment Beránek et al. (2020b), kde bylo sledováno hodnocení pravděpodobnosti pro přesazení hodnoty 5,1 kN. Sledované údery byly ale vedeny z pozice v kleku. I zde byly potvrzeny velké rozdíly mezi pohlavím. Prvenství získal shodně loket (36,3 % u mužů a 2,5 % u žen). Na druhém místě se umístil úder dlaní (36,1 % pro muže, 6,0 % pro ženy) a na třetím místě se umístil úder zaťatou pěstí (18,3 % pro muže, 0,1 % pro ženy). Při porovnání, výsledky disertačního experimentu jsou nižší, a jak už bylo naznačeno, hlavním vysvětlením je jak přítomnost skupiny profesionálů v předchozí studii, tak zejména jiná startovní pozice (postoj vs. pozice v kleku). Právě ta mohla podpořit gravitační příspěvek (segment trupu se nacházel nad cílem ve vztahu k podložce) a také rotaci.

## 6.4 Hodnocení přepočteného tlaku pod úderovými plochami

### 6.4.1 Hodnocení úderových ploch

Předpoklad pro pořadí hodnot kontaktních ploch byl  $P > D > E$  z důvodu výsledků předchozího experimentu (Beránek et al., 2022).

Nejvyšší hodnoty průměrné velikosti ( $\text{cm}^2$ ) jako ekvivalent obsahu kruhu v rámci všech skupin (pohlaví a expertízy) dosahovala úderová plocha dlaně ( $19 \text{ cm}^2$ ), dále úderová plocha zaťaté pěstí ( $9 \text{ cm}^2$ ) a nakonec úderová plocha lokte ( $2 \text{ cm}^2$ ). Uvedené pořadí podle velikosti bylo shodné pro obě pohlaví a pro obě expertízy.

Středně silná korelace byla nalezena mezi hmotností subjektů a velikostí úderové plochy dlaně ( $R = 0,471$ ). To je možné vysvětlit tím, že kontaktní část dlaně tvoří převážně svalová tkáň v porovnání s pěstí, loktem a ta tvoří významný procentuální poměr hmotnosti celého těla, je plastická a ovlivnitelná řadou faktorů (Daly et al., 2004; Malacko, 2009). Slabá korelace byla nalezena mezi výškou subjektů a velikostí úderové plochy dlaně ( $R = 0,302$ ), mezi hmotností subjektů a velikostí úderové plochy lokte ( $R = 0,306$ ) a mezi věkem subjektů a velikostí úderové plochy dlaně ( $R = 0,385$ ). Ostatní korelace byly velmi slabé. Porovnání vztahu antropometrie a velikosti ploch horní končetiny s předchozí literaturou je obtížné pro nedostatek reportů. Byla potvrzená korelace mezi tělesnou hmotností a délkou druhého článku prstu a významná korelace mezi délkou druhého článku prstu a tělesnou výškou (Hasan et al., 2017) a mezi délkou

ruky a tělesnou výškou (Ilayperuma et al., 2009).

Významně statistický rozdíl mezi velikostí úderové plochy a úrovní zkušeností byl zjištěn jen u skupiny žen pro loket, kde začátečnice dosáhly vyšší hodnoty velikosti plochy lokte (2,4 cm) oproti pokročilým (1,7 cm). Zjištění je v rozporu s předchozími reporty, které potvrdily vliv fyzického cvičení na asymetrický rozvoj velikosti, hmotnosti a density kosti a také svalové tkáně dominantní končetiny (Daly et al., 2004). To by znamenalo, že probandi s vyšší tréninkovou historií by mohli více inklinovat k vyšším hodnotám plochy pro určité (zatěžované) kostní, kloubní segmenty. Na druhou stranu, například kostní tkáň lokte je v porovnání s vysoce plastickou svalovou a tukovou tkání vůči environmentálním faktorům nejstabilnější (Malacko, 2009) a efekt trénovanosti by se tímto způsobem projevit nemusel. Kdyby ano, větší rozdíly by byly očekávatelné podle úrovně zkušeností spíše pro typ úderu dlaní.

Z pohledu vlastních výsledků, disertační experiment testoval 102 mužů a 67 žen úrovně zkušeností začátečník a pokročilý v sebeobraně. Průměrný věk byl  $27,3 \pm 8,1$  let, průměrná výška byla  $177,8 \pm 9,0$  cm a průměrná váha byla  $81,6 \pm 17,8$  kg. Výsledek pro úroveň zkušeností pokročilých byl řazen od nejvyšší průměrné hodnoty pro dlaň u mužů  $22,2 \text{ cm}^2$  a u žen  $15,3 \text{ cm}^2$ , pro plochu zaťaté pěsti u žen  $8,7 \text{ cm}^2$  a u mužů  $8,4 \text{ cm}^2$ , pro plochu lokte u mužů  $2,4 \text{ cm}^2$  a u žen  $1,7 \text{ cm}^2$ . Výsledek pro úroveň zkušeností začátečník byl řazen od nejvyšší průměrné hodnoty pro dlaň u mužů  $23,9 \text{ cm}^2$  a u žen  $14,4 \text{ cm}^2$ , pro plochu zaťaté pěsti u mužů  $9,5 \text{ cm}^2$  a u žen  $9,4 \text{ cm}^2$ , pro plochu lokte u mužů  $2,5 \text{ cm}^2$  a u žen  $2,4 \text{ cm}^2$ . Největší rozdíl mezi typem úderové plochy a pohlavím byl u dlaně se signifikantně vyšší průměrnou hodnotou plochy pro skupinu mužů. Vysvětlením může být anatomicky větší velikost dlaně u mužů, kteří mají také signifikantně delší metakarpální segmenty a články prstů v porovnání se ženami (Kondo et al., 2017) a delší průměrnou délku ruky a šířku dlaně (Aboul-Hagag et al., 2011, Nuriye & Esin, 2018). Dalším faktorem pro dominanci mužské dlaně může být její osvalení povrchového reliefu v souvislosti s prokázanou proporcionalitou tukové a svalové hmoty mezi pohlavím (Spartacus et al., 2021). Dlaň má větší zastoupení svalové tkáně díky thenarovým svalům na radiální straně a hypotenárním svalům na ulnární straně a ženy mají méně svalové hmoty, než muži (Hicks et al., 2011). Předpoklad vyšších hodnot pro mužské pohlaví se ale v dalších sledovaných segmentech (pěst, loket) již nepotvrdil. Významně se nelišila velikost plochy zaťaté pěsti mezi pohlavím, kde ženy měly dokonce vyšší hodnoty ve skupině pokročilých (8,7 cm), než muži (8,4 cm). Kontaktními oblastmi u zaťaté pěsti jsou phalangeální klouby a karpometakarpální klouby z dorsální strany. Skupina těchto kontaktních ploch je poměrně ostrá a větší mužská pěst mohla v některých případech na snímací desce zanechat paradoxně menší

obtisk v podobě dominantního exponovaného segmentu kloubu nebo celého článku prstu. Tento jev, podpořený 2D charakterem snímacího zařízení, mohl snížit rozdíly mezi pohlavími.

V rámci pohlaví se také významně nelišila velikost lokte, kde ženy měly shodné hodnoty ve skupině začátečnic ( $2,4 \text{ cm}^2$ ) v porovnání se skupinou mužů pokročilých ( $2,4 \text{ cm}^2$ ). To mohlo být způsobeno zvýhodněním žen v průběhu sejmání obtisků, kde kontakt olekranonu mohl být podpořen okolní tukovou tkání, ta mohla interagovat v průběhu statického úderu s cílem a ovlivnit výsledek celkové plochy lokte. S ohledem na to, že ženy mají vyšší proporci tělesného tuku (Pribis et al., 2010, Pineau et al., 2009), mohl se u nich tento jev vyskytovat častěji a dorovnat výsledky mužů.

Porovnání s dostupnou literaturou je realizovatelné, ale s omezeným počtem reportů. Drosčák (2017) referoval průměrnou hodnotu velikosti kontaktní úderové plochy zaťaté pěsti v systému karate pro 30 probandů smíšené úrovně zkušeností jako  $14,128 \text{ cm}^2$ . Tento experiment použil pro měření vertikální a horizontální hranu zaťaté pěsti, která představovala obrys obdélníku. Odečet byl pravděpodobně proveden pouze vizuálně s pomocí měřidla délky. To mohlo způsobit rozdíl oproti aktuálním výsledkům ( $9 \text{ cm}^2$ ), protože geometrický obvod segmentu bude větší než jeho reálný obtisk. Velikost plochy zaťaté pěsti popsal také Svoboda et al. (2016), který reportoval hodnotu velikosti kontaktní úderové plochy v systému taekwondo pro 1 probanda profesionální úrovně zkušeností s výsledkem  $6,5 \text{ cm}^2$ . To je výrazně méně v porovnání s Drosčákem (2017), patrně z důvodu odečtu reálného obrysu obtisku v použité tlumicí pěně měřicí aparatury pro detekci síly úderu. Dále byly reportovány výsledky, které popisovaly vztah mezi morfologií ruky a výkonem pro různé oblasti sportu (Vila & Ferragut, 2019; Ferragut et al., 2011) nebo silou stisku ruky (Bardo et al., 2021; Lijewski et al., 2021), ale bez konkrétních výsledků hodnoty plochy. Určitou komparaci mezi dvěma segmenty reportoval Hausmanninger, který označil úderovou plochu zaťaté pěsti jako menší než 60 % celé dlaně (Hausmanninger et al., 2019) a tento závěr lze potvrdit.

Plnohodnotná komparace byla možná jen v rámci předchozího experimentu Beránek et al., (2022), který použil shodnou měřicí aparaturu. Protože byl potvrzen statisticky významný rozdíl mezi úrovní zkušeností žen začátečnic a pokročilých pro plochu lokte v disertačním projektu, následující komparace se týká jen kategorie pokročilých. Studie Beránek et al. (2022) testovala 38 mužů a 38 žen úrovně zkušeností pokročilých v sebeobraně, průměrný věk byl  $27,9 \pm 7,0$ , průměrná výška byla  $178,2 \pm 7,7 \text{ cm}$  a průměrná váha byla  $81,5 \pm 13,8 \text{ kg}$ . Výsledky ukázaly shodně sestupné pořadí pro plochu úderu dlaní u mužů pokročilých  $18,0 \text{ cm}^2$  a u žen pokročilých  $15,0 \text{ cm}^2$ . Následovala plocha zaťaté pěsti u žen  $9,0 \text{ cm}^2$  a u mužů  $8,9 \text{ cm}^2$ . Nejmenší hodnoty vykazala úderová plocha lokte v pořadí ženy  $2,7 \text{ cm}^2$  a muži  $2,0 \text{ cm}^2$ .

Porovnání s aktuálními výsledky ukazuje shodně stejné pořadí pro tři typy kontaktních ploch a rozdíl mezi pohlavím pro dlaň. Z celkového pohledu, mezi výsledky nejsou významné rozdíly i přesto, že počty probandů ve skupinách se lišily (disertační experiment: 102 mužů a 31 žen pokročilé úrovně zkušeností, předchozí studie: 36 mužů a 36 žen pokročilé úrovně zkušeností).

#### 6.4.2 Hodnocení přepočteného tlaku

Předpoklad pro dosaženou hodnotu přepočteného tlaku byl  $E > D > P$  z důvodu vztahu velikosti plochy a síly na přepočtený tlak. Pro výpočet tlaku ( $p$ , MPa) byla hodnota síly úderu ( $F_n$ , N) dělena hodnotou obsahu plochy ( $S$ ,  $\text{cm}^2$ ). Výsledky určily nejvyšší hodnoty průměrné velikosti tlaku (MPa) v sestupném pořadí úder loktem (18 MPa), úder zaťatou pěstí (3 MPa) a úder dlaní (1,5 MPa).

Jako první je možné diskutovat vztah velikosti impaktní síly a plochy k vypočtenému tlaku. Výsledky ukázaly pořadí vypočtené hodnoty tlaku ( $E > D > P$ ) jako zrcadlově opačné k výsledkům hodnot kontaktních ploch a pouze v případě lokte shodné s výsledky hodnot impaktní síly. Úder loktem dosáhl nejvyšší hodnoty síly, nejnižší hodnoty plochy a nejvyšší hodnoty tlaku. To bylo očekávatelné i v souladu s předchozími reporty, které menší kontaktní plochu spojují se zvýšením maximálního stresu v cíli (Hausmanninger et al., 2019). Výsledky pořadí dosaženého tlaku pro úder dlaní a zaťatou pěstí ale již nekopírovaly pořadí podle dosažené síly, kde zaťatá pěst se umístila na druhém místě, a to signifikantně pro mužské pohlaví a u ženského pohlaví nebyl potvrzený rozdíl mezi zaťatou pěstí a dlaní.

Nej slabší pozici dlaně v tlaku lze odůvodnit vysokou hodnotou velikosti plochy, kde větší kontaktní plocha rozhoduje pro menší tlak (Muggenthaler et al., 2020). To pravděpodobně upozadilo silový potenciál dlaně (2. místo pro pokročilou expertízu a dokonce 1. místo pro ženy začátečnice) v rámci výpočtu tlaku.

Tyto výsledky nelze porovnat s předchozími experimenty. Je popsán segment horní končetiny ve spojení s jinou oblastí výzkumu, kde tlak byl sledován pro kontaktní místo na dlaní při resuscitačních úkonech (Tsou et al., 2021) a při pádech na napnuté ruce během lyžování, jízdy na kole, gymnastických manévrech aj. (Choi & Robinovitch, 2011).

##### 6.4.2.1 Hodnocení pravděpodobnosti pro přepočtený tlak

Další příležitost k porovnání úderů nabízí pravděpodobnost dosažení hodnoty tlaku stylem „worstcase“. To znamená, že do výpočtu byla zahrnuta pouze jedna nejnižší hodnota

plochy a jedna nejvyšší hodnota síly pro každý typ úderu. Výsledky poukázaly na jasnou dominanci pro úder loktem. Zatímco možnosti hodnocení úderu pěstí a dlaní byly limitované do 10 MPa, loket bylo možné hodnotit do 50 MPa.

#### *6.4.2.2 Hodnocení tolerance kostní tkáně pro přepočtený tlak*

K hodnocení rizik zranění (zlomenina kosti lebky) je možné přistoupit na základě zajištěných reportů o prahových hodnotách tlaku pro zlomeninu kostní tkáně lebky (Příloha č. 10). Pro kost frontální byla zjištěna hodnota 7,58 MPa (Gadd et al., 1968), pro kost lící 1,38 – 4,17 MPa (Nahum et al., 1968), pro spodní čelist 2,76 – 6,20 MPa (Schneider & Nahum, 1972), pro kost nosní 0,13 – 0,34 MPa (Nahum et al., 1968) a pro horní čelist 1,03 – 2,07 MPa (Nahum & Schneider, 1972). Motherway et al. (2009) reportoval hodnoty napětí 78–134 MPa pro malé, izolované vzorky kostí z parietální a frontální oblasti, kde rychlost impaktoru byla 21–109 m/s. Podle McElhaney (1970), vzorek frontální oblasti lebky by dosáhl zlomeniny při 10 PSI, respektive 0,06 MPa.

Při bližším posouzení, zajištěné reporty o toleranci kosti na tlak vykazují své limity (Beránek et al., 2020b) a neumožňují teoretické hodnocení rizik zranění. Zejména nejsou dostatečně popsány konkrétní podmínky testů. Na prvním místě je to testovací rychlost impaktoru, která má vliv na vypočtené mechanické parametry (Motherway et al., 2009). Dále je to povaha testovacích vzorků, které byly zpravidla upraveny bez bližšího popisu a v mnoha případech představovaly malé fragmenty jednotlivých segmentů lebky.

### **6.5 Kvalitativní komparace výsledků s předchozími experimenty**

Výsledky experimentu disertačního projektu reportovaly hodnoty  $F_{mean}$  a  $F_{max}$  úderu zatou pěstí, dlaní a loktem po přímce pro obě pohlaví, tři typy úderu a dvě úrovně zkušeností. Jejich komparace s výsledky předchozích experimentů byla omezena řadou limitů (3.1.1). K výsledkům experimentů nebyla reportována data kompletního datasetu zjištěných hodnot, což bránilo kvantitativní komparaci. Ta byla nakonec provedena pouze pro 12 studií, které referovaly výsledky v numerické podobě včetně směrodatné odchylky (pouze pro  $F_{mean}$ ) (Beránek et al., 2020a).

Z celkového pohledu, pro komparaci je nezbytná dostupnost reportů společně s kvantitativně porovnatelnými fyzikálními jednotkami. Dále pak homogenita provedení komparovaných pohybových akcí (porovnat stejné pohybové akce), dostupnost výsledků pro

požadovanou úroveň zkušeností, pro určitý počet testovaných probandů, pro konkrétní design zjištění síly včetně měřicí aparatury. Po zhodnocení stavu výsledků realizovaných experimentů bylo jediným řešením provést kvalitativní komparaci. K prvnímu kroku byl použit set 71 experimentů v rámci studie Beránek et al (2020a), který byl aktualizován o nové studie z roku 2021 a 2022. Dále byla provedena filtrace, kde akceptována byla pouze jednotka síly (N) pro popis průměrné síly ( $F_{mean}$ ) a maximální síly ( $F_{max}$ ). Nakonec bylo komparováno 38 studií (Příloha č. 2) podle pěti následujících kritérií.

### 6.5.1 Komparace podle fyzikální jednotky

Některé studie nereportovaly výsledek v numerické podobě, anebo vyjadřovaly hodnotu síly jiným způsobem. Například Čepulenas et al. (2011) reportoval „statický ekvivalent hmotnosti“ (popsaný v Beránek, 2021a) pro boxerský direkt profesionálních atletů (253 kg) a Bruzas et al. (2015) pro boxerský direkt amatérské ligy boxu (300 kg). Halperin et al. (2016) reportoval normalizovanou hodnotu síly pro boxerský direkt středně pokročilé úrovně soutěžících (2,5 N/kg). Walker (1975), Wilk (1977), Daimaruya et al. (2011) a Feld (1979) reportovali sílu specializovaných úderů karate jako ekvivalent prahové síly materiálu (dřevo, beton) pro jeho lom. Podle Walkera, úder hranou ruky dosáhl minimální síly 3111 N při zlomu dřevěné desky a 3200 N při zlomu cihly. Podle Wilka: 680 N a 3400 N (pro blok betonu), podle Felda: 670 N a 3100 N, podle Daimaruya: interval 3,9 – 4,5 kN. Feld (bez datace) uvedl i odhad síly úderu v rámci kinematického měření v intervalu 2400–2800 N. V závěru, uvedené experimenty zjišťovaly hodnotu síly v rukavici i bez rukavic, s pomocí různých designů a s výsledkem 0,7 až 4,5 kN.

Po vyřazení uvedených experimentů, v rámci vlastní komparace byl jako první hodnocen set 13 studií s již zpracovanými výsledky  $F_{mean}$  a  $F_{max}$  (Beránek et al., 2020a). De Souza et al., 2017; Bolander et al., 2009; Netto et al., 2009; Walilko et al., 2005; Tong-Iam et al., 2017; Loturco et al., 2016; Busko et al., 2016; Bingul et al., 2017; Chadli et al., 2014 a Pierce et al., 2006 referovali hodnoty průměrné impaktní síly úderu zaťatou pěstí po přímce a Netto et al., 2008, 2009 a 2012 referoval hodnotu průměrné síly úderu dlaní po přímce s výsledkem 1,6 kN pro vážený průměr síly všech přímých úderů a 3,4 kN pro nejvyšší průměrnou sílu přímého úderu zaťatou pěstí. Pro úder zaťatou pěstí (10 studií), nejvyšší  $F_{max}$  byla 5358 N (Pierce et al., 2016). Oproti tomu, úder dlaní dosahoval výrazně nižších hodnot (Neto et al., 2008, 2009, 2012)  $F_{mean}$ : 355 N, 930 N, 1706 N a  $F_{max}$ : 1549,0 N (2009) a 1883,6 N (2012). Z pohledu komparace studií s disertačním experimentem, Bolander et al. (2009),

Neto et al. (2008, 2009, 2012) specifikoval úroveň zkušeností nedostatečně a ostatní studie reprezentovaly úroveň zkušeností profesionálů bez zastoupení úrovně začátečníků. K tomu, pouze Busko et al., 2016; Bolander et al., 2009; Netto 2009, 2012 a Loturco et al., 2016 zahrnuli obě pohlaví. Protože síla úderu závisí také na dosažené úrovni zkušeností (De Souza & Marques, 2017), byly komparovány jen výsledky pro pokročilé v rámci obou pohlaví.

#### 6.5.1.1 Výsledky

Úder zařatou pěstí po přímce dosáhl v rámci disertačního experimentu nižší hodnotu  $F_{mean}$  2,4 kN (předchozí studie 3,4 kN) a vyšší hodnotu  $F_{max}$  7,0 kN (předchozí studie Walilko et al., 2005: 4,7 kN). Úder dlaní po přímce dosáhl v rámci disertačního experimentu vyšší hodnoty jak pro  $F_{mean}$ : 3,2 kN (předchozí studie 1 kN) tak pro  $F_{max}$  8,1 kN (předchozí studie 1,7 kN). Výsledky disertačního experimentu byly tedy nižší o 1 kN pro  $F_{mean}$  u úderu zařatou pěstí a vyšší o 2,3 kN pro  $F_{max}$  v porovnání s předchozími experimenty. Hodnoty úderu dlaní byly vyšší jak pro  $F_{mean}$  o 2,2 kN, tak pro  $F_{max}$  o 6,4 kN v porovnání s předchozími experimenty. Jedná se ale o tři studie s designem nepřímého zjištění síly a s nízkým počtem probandů. Úder dlaní reportoval také Adamec et al. (2021) s výsledky  $F_{mean}$ : 2,1 kN a  $F_{max}$ : 3,3 kN pro 29 mužů a 21 žen úrovně zkušeností začátečníků. Výsledky byly vyšší, než v případě Neto et al. (2008, 2009, 2012), ale nižší oproti disertačnímu experimentu o 1,1 kN pro  $F_{mean}$  a 4,8 kN pro  $F_{max}$ . Jedním z důvodů mohla být odlišně provedená pohybová akce (úder dlaní byl proveden po jiné, ne – kolmé dráze) a měřicí platforma byla kryta velkou lapou tloušťky 11 cm bez reportovaných útlumových vlastností. V dalším experimentu Beránek et al. (2020b) reportoval úder dlaní v pozici kleku s výsledky  $F_{mean}$ : 2,8 kN pro ženy, 4,7 kN pro muže a  $F_{max}$  5,5 kN pro ženy a 8,8 kN pro muže s pokročilou a profesionální úrovní zkušeností. Vyšší hodnoty v porovnání s disertačním experimentem by bylo možné odůvodnit jak skupinou profesionálů, tak zejména jiným typem pohybové akce. Ta vycházela z pozice v kleku, kde úder atleta mohl být podpořen gravitačním příspěvkem, nebo možnostmi efektivnějšího zapojení segmentu trupu v cílové fázi pohybu (Beránek et al., 2020b).

#### 6.5.2 Komparace podle dostupnosti reportů

Dostupná vědecká literatura reportovala pouze výsledky úderu zařatou pěstí a omezeně úder dlaní, okrajově i některých dalších typů úderu hranou ruky (příloha č. 2). Jen v jednom

případě (Beranek et al., 2020a) byla popsána skupina tří komparovatelných úderů horní končetinou a to pro úderovou plochu zaťaté pěsti, dlaně i lokte.

Počtem reportů dominoval úder zaťatou pěstí, a to zejména po přímce. Pouze pět studií (Neto et al., 2008, 2009, 2012; Adamec et al., 2021; Beránek et al., 2020b) reportovalo úder dlaní ve variantě po přímce, po oblouku a 4 studie reportovaly úder hranou ruky („hand chop“, nebo také „sword hand, shutohuchi“ v Daimaruya et al., 2011). Zcela chyběly reporty o úderu loktem v postoji, který představuje klíčový prostředek pro boj na krátkou vzdálenost v sebeobránných systémech (Kraw Maga, All Kampf Jitsu, Musado, Jiu-jitsu SUS, včetně bojových sportů Thajský box (Kaewplee et al., 2014), MMA (Miarka et al., 2019), Kyokushin karate (Oyama, 1967). Beranek et al. (2020b) reportoval úder loktem, ale v pozici v kleku s výsledky  $F_{mean}$ : 2,4 kN pro ženy, 4,4 kN pro muže a  $F_{max}$  5,8 kN pro ženy a 10,8 kN pro muže s pokročilou a profesionální úrovní zkušeností. Beránek (2021a) reportoval stejný úder v postoji u mužů ( $F_{max}$  5,4 kN). Tento experiment ale testoval nízký počet probandů a nebyl do další komparace zařazen.

#### 6.5.2.1 Výsledky

Výsledky aktuálního disertačního experimentu pokročilé úrovně zkušeností pro typ úderu loktem ( $F_{mean}$  2,7 kN pro ženy a 4,5 kN pro muže,  $F_{max}$  6,3 kN pro ženy a 9,9 kN pro muže) jsou vyšší pro  $F_{mean}$  i přes absenci profesionálů ( $F_{mean}$  o 0,3 kN,  $F_{max}$  o 1 kN) a nižší pro  $F_{max}$  (o 0,5 a 1,0 kN). Jedno z vysvětlení může být v rozdílech postojové a mimo postojové pozice těla při úderu. Proband v kleku byl více motivován k zapojování rotačních a také kyvných pohybů celým trupem směrem k zemi ve všech typech úderu, zatímco atlet v postoji využíval rotačních a kyvných pohybů jen u úderu loktem. V důsledku toho, úder loktem v postoji vynikl, ale jen pro  $F_{mean}$ , kde  $F_{max}$  se projevila v pozici kleku.

#### 6.5.3 Komparace podle shody v provedení pohybové akce

Disertační experiment testoval přímý úder zaťatou pěstí z dominantního (křížového) postoje, kde startovní pozice, průběh provedení a finální pozice odpovídala typu úderu direkt v rámci sportovního systému Box. Oproti tomu, výsledky předchozích experimentů reportovaly 10 variant provedení přímého úderu, kde stejnostranné a křížové provedení direktu patřilo do systému bojového sportu box, kick box, thajský box a provedení gyaku zuki, oi zuki, kizame zuki, jun zuki, tate zuki patřilo do sportovního systému karate. Další varianty patřili systémům



kung fu, taekwondo, nebo k systému sebeobrany. Do komparace nebyly zařazeny studie bez jednoznačného popisu pohybové akce či bez konkrétní afiliace k bojovému systému.

V rámci sportovního systému box včetně dvou studií pro systém sebeobrany a jedné studie pro sportovní systém Taekwondo, pro typ úderu direkt, Atha et al. (1985) reportoval pro  $F_{max}$  4 kN, Dyson et al. (2005) :4,2 kN, Walilko et al. (2005): 4,7 kN, Chadli et al. (2014): 1,1 kN, Šiška et al. (2016): 6,9 kN, Pierce et al. (2016): 5,3 kN, Tong-Iam et al. (2017): 1,6 kN, Halperin et al. (2017): 3,0 kN, Beránek et al. (2020): 7,8 kN, Shoukat et al. (2020): 2,2 kN, Adamec et al. (2021): 3,2 kN, Svoboda et al. (2015): 2,2 kN. Pro  $F_{mean}$ , Walilko et al. (2005) reportoval 3,4 kN, Chadli et al. (2014): 1,0 kN, Pierce et al. (2016): 1,1 kN, Tong-Iam et al. (2017): 1,3 kN, Halperin et al. (2017): 3,0 kN, Beránek et al. (2020): 2,9 kN, Shoukat et al. (2020): 1,3 kN, Adamec et al. (2021): 1,4 kN, Svoboda et al. (2015): 2,1 kN, Busko et al. (2016): 1,5 kN, Menzel and Potthast (2021): 1,0 kN. V rámci sportovního systému Karate, pro  $F_{max}$  De Souza et al. (2017) reportoval 2,3 kN. Pro  $F_{mean}$ , De Souza et al. (2017) reportoval 1,8 kN a Rinaldi et al. (2018): 0,2 kN.

Biomechanická konstrukce pro všechny typy úderů je podmíněna délkou dráhy ruky a vlastnostmi dopadové plochy (Bolander et al., 2009) společně s typem postoje (Tong-Iam et al., 2017, Chadli et al., 2014). V důsledku toho, v hodnocení úderů ve variantě box (direkt stejnostranný, křížový) a úderů ve variantě karate (Oi Zuki, Gyaku Zuki) mohou panovat rozdíly. Důvodem je především startovní pozice, která podmiňuje délku dráhy ruky vůči cíli (cíl = hlava soupeře). Boxerský úder začíná s lokty přitaženými k žebrům a se zaťatými pěstmi v kontaktu se spodní čelistí. Karatistický úder začíná u pasu pod úrovní volných žeber (Higaki, 2005) a liší se i hloubkou postoje. Další specifika, jako je například postavení kloubů ruky při dopadu v cíli, mentální pojetí zásahu aj., potvrzují zásadnější rozdíly mezi oběma skupinami. Bohužel, chybí jejich porovnání (Beránek et al., 2020a), které je rešeršně komplikované s ohledem na velmi nízký počet reportů u skupiny Karate. Na druhou stranu, jsou zde i podobnosti, které podle Cheraghiho et al. (2014) umožňují přirovnat přímý úder v boxu ke křížovému úderu v karate. Pro potřeby kvalitativní komparace byly nakonec obě skupiny, tedy box a karate, sloučeny. Překvapující byl nestandardně nízký výsledek 0,2 kN ve studii Rinaldi et al. (2018), který testoval akci jun zuki kinematickým designem nepřímého zjištění síly.

### 6.5.3.1 Výsledky

Průměr  $F_{mean}$  všech reportovaných úderů zařatou pěstí po přímce v úrovni zkušeností profesionálů a pokročilých a obě pohlaví byl 2,0 kN. Nejvyšší hodnota  $F_{max}$  byla 6,9 kN. Výsledky disertačního experimentu pro  $F_{mean}$ , úroveň zkušeností pokročilých, mix pohlaví byl 2,4 kN. Nejvyšší hodnota  $F_{max}$  byla 7,0 kN. Výsledky ukazují na shodu. Je ale nezbytné připomenout, že nebyly posouzeny rozdíly v úrovni zkušeností, pohlaví a rovněž nebyl řešen vliv konkrétního stylu provedení na sílu úderu. Lze předpokládat, že atleti přizpůsobení tréninku bez ochranných pomůcek (například Kyokushin karate) mohli být zvýhodněni v designu zjištění síly s tužší a rigidní zásahovou plochou měřicí aparatury. Rovněž atleti boxu mohli být zvýhodněni v těch případech, kdy zásahovou plochu tvořil boxovací pytel na rozdíl od improvizovaného a pro ně atypického cíle.

### 6.5.4 Komparace podle úrovně zkušeností a sledovaného počtu probandů

Disertační experiment testoval celkem 169 probandů: skupinu 67 probandů s úrovní zkušeností začátečník a skupinu 102 probandů s úrovní zkušeností pokročilý. Atha et al. (1985), Svoboda et al. (2015), Tong Iam et al. (2017), Wilk (1977) testovali 1–3 probandy. Bingul et al. (2017), Dyson et al. (2005), De Souza & Marques (2017), Neto et al. (2012), Rinaldi et al. (2018), Shoukat et al. (2020) Walilko et al. (2005), testovali 4–10 probandů. Bolander et al. (2009), Neto et al. (2008), Neto et al. (2009), Chadli et al. (2014), Loturco et al. (2016), Šiška et al. (2016), Pierce et al. (2016), Halperin et al. (2017) testovali 11–20 probandů. Více jak 20 probandů testovali pouze House et al. (2015): 22 probandů, Busko et al. (2016): 48 probandů, Adamec et al. (2021): 50 probandů a Beránek et al. (2020): 91 probandů.

S probandy souvisí také jejich úroveň zkušeností, kde disertační experiment testoval začátečníky a pokročilé. Předchozí experimenty testovaly převážně profesionály, což bylo pravděpodobně spojené s prostředím elitních soutěží. Začátečníky popsal pouze House et al. (2015) a Adamec et al. (2021). Některé studie označovaly úroveň zkušeností neurčitě, například jako prostý popis označení sportu: „atleti boxu a taekwonda“ (Buško et al., 2016), „bojovní umělci“ (Neto et al., 2012). Studie, popisující východní bojové sporty (karate, taekwondo aj.) definovaly zkušenosti jako barvu pásu, kde černý pás by měl označovat úroveň zkušeností profesionál.

#### 6.5.4.1 Výsledky

Pro další porovnání byly nezbytné studie, popisující začátečníky. House et al. (2015) testoval 22 probandů, kde 20 z nich nemělo žádnou zkušenost s úderem. Výsledky  $F_{mean}$  pro techniku direkt reportoval jako 0,2 kN a  $F_{max}$  jako 0,4 kN. Tato velmi nízká hodnota může souviset s nestandardním designem měření, kde byl použit tlakový senzor z obuvi, který byl uchycený na boxovací pytel. Adamec et al. (2021) testoval 50 začátečníků v úderu zařatou pěstí dominantní končetinou v sebeobraně (direkt) s výsledkem  $F_{mean}$  1,6 kN a  $F_{max}$  2,4 kN pro muže a  $F_{mean}$  1,3 kN a  $F_{max}$  1,9 kN pro ženy. Výsledky disertačního experimentu pro úroveň zkušeností začátečník dosahovaly stejných nebo nižších výsledků pro  $F_{mean}$  u obou pohlaví, ale vyšší výsledky přibližně o 1 kN pro  $F_{max}$  (muži  $F_{mean}$  1,6 kN,  $F_{max}$  3,3 kN, ženy  $F_{mean}$  0,9 kN,  $F_{max}$  2,7 kN) Obě studie použily stejnou platformu Kistler, uchycenou vertikálně včetně tlumicí pěny. Adamec et al. (2021) však neuvedl specifikace útlumu pěny s tloušťkou 11 cm. V porovnání s disertačním experimentem (1,8 cm) mohla takto rozměrná pěna ovlivnit výsledky pro  $F_{max}$ , ale pro konkrétní závěr chybí potřebné informace o specifikaci této pěny.

#### 6.5.5 Komparace podle designu zjištění síly

Disertační experiment použil design přímého zjištění síly s pomocí měřicí aparatury – piezoelektrické desky Kistler. Následující studie použili shodný design a v některých případech shodnou aparaturu, ale lišily se v jiných parametrech.

Svoboda et al. (2015) reportoval  $F_{mean}$  pro direkt 2,1 kN a použil silovou desku Kistler 9281E s ocelovou konstrukcí, která fixovala zásahovou desku taekwondo. Adamec et al. (2021) reportoval  $F_{mean}$  pro direkt 1,4 kN a použil silovou desku Kistler 9286B s krytím velké boxerské lapy o tloušťce 11 cm. Beránek et al. (2020b) reportoval  $F_{mean}$  2,9 kN,  $F_{max}$  7,8 kN a použil silovou desku Kistler 9286 B s krytím pěny o tloušťce 1,8 cm. Loturco et al. (2016) reportoval  $F_{mean}$  1,1 kN a použil silovou desku s krytím blokem (lapa). Menzel and Potthast (2021) reportoval  $F_{mean}$  1 kN a použil silovou desku Kistler a silový senzor experimentální výroby, umístěný v boxerské rukavici. Dyson et al. (2005) reportoval  $F_{max}$  4,2 kN a použil silovou desku Kistler. Shoukat et al. (2020) reportoval  $F_{mean}$  1,3 kN a použil silovou desku bez bližší specifikace.

### 6.5.5.1 Výsledky

V porovnání s výsledky disertačního experimentu (pokročilá úroveň zkušeností, obě pohlaví), výsledky pro úder zařatou pěstí po přímce  $F_{mean}$  (2,4 kN),  $F_{max}$  (7,0 kN) se téměř nelišily v porovnání s experimentem Beránek et al. (2020b), kde byla použita tlumicí pěna o shodných parametrech a s experimentem Svoboda et al. (2015). Ten nepoužil tlumicí pěnu, ale tréninkovou prorážecí desku. Ostatní studie reportovaly nižší výsledky o přibližně 1 kN.

Mezi experimenty se lišila úroveň zkušeností, zastoupení obou pohlaví, ale především nastavení snímkovací frekvence, povaha tlumicí pěny na měřicí aparatuře a také použití rukavic, či jiných mechanismů ochrany. Rukavice představují zažitý establishment zejména v soutěžních bojových sportech. Příloha č. 4 zobrazuje experimenty, které nepoužily rukavice během měření (20 experimentů), ale pouze 5 z nich zjišťovalo sílu s pomocí srážky („kinetický design“): Adamec et al., 2021; Beránek, 2021a, Beránek et al., 2020b, De Souza & Marques, 2017. Bohužel, chybí reporty o vlivu rukavic na velikost impaktní síly úderu a stejně tak nejsou dostupné reporty o vlastnostech tlumicích pěn, které tvořily součást měřicích aparatur. De Souza & Marques (2017) jako jediný použil relativně tuhou tréninkovou pomůcku „makiwara“ bez pěny s výsledkem  $F_{mean}$  1,8 kN,  $F_{max}$  2,3 kN.

### 6.5.6 Shrnutí kvalitativní komparace

Tabulka č. 28 zobrazuje 7 kritérií, které byly sledovány v rámci kvalitativní komparace. Pouze dvě studie se přiblížily podmínkám disertačního experimentu, ale Adamec et al. (2021) se lišil v provedení pohybové akce úderu dlaní, nereportoval vliv útlumu použité lapy o tloušťce 11 cm a nepopsal úroveň zkušeností pro pokročilé. Studie Beránek et al. (2020b) se lišila v provedení všech pohybových akcí, protože ty byly realizovány v mimo postojové pozici a nepopsala úroveň zkušeností pro kategorii začátečník.

## Tabulka 28

### Shrnutí kvalitativní komparace

Název studie	Fyzikální jednotka Síly (N)		Dostupnost Reportů pro typ akce D = pěst P= dlaň E = loket			Shoda ve variantě akce	Zastoupení zkušenosti	Počet testovaných 20 a více	Design zjištění síly	Rukavice v designu přímého zjištění síly – kinetický design
	Fmean	Fmax	D	P	E					
<b>Disertační experiment</b>	<b>1265,5</b>	<b>3359,0</b>	x	x	x	x	x	x	x	x
	<b>1874,0</b>	<b>4393,0</b>								
	<b>1740,1</b>	<b>5401,0</b>								

Walker,

1975

Wilk,

1977

Feld et al,

1979

Smith,

1986

Atha et al.,

1985

Chiu et al.,

1999

Dyson et al.,

2005

Walilko et al.,

2005

Cesari et al.,

2007

Neto et al.,

2008

Bolander et al.,

2009

Neto et al.,

2009

Gianino et al.,

2010

Daimaruya et al,

2011

Čepulénas et al.,

2011

Neto et al., 2012	1706.1	1883.6				x				
Chadli et al., 2014	989.0	1162.0	x					x		
Daniel et al., 2014						x				
Cheraghi et al., 2014						x				
Svoboda et al., 2015	2151.0	2292.0	x							x
Kimm et al., 2015						x				
House et al., 2015	238.7	475.2	x				x	x		x
Bružas et al., 2015						x			x	
Loturco et al., 2016	1152.2					x				x
Šiška et al, 2016		6900,0	x						x	
Halperin et. al., 2016						x				
Busko et al., 2016	1592,5					x				x
Pierce et al., 2016	1149.0	5358.0	x						x	
Tong-Iam et al., 2017	1323.3	1605.0	x						x	
De Souza & Marques, 2017	1812.0	2314.5	x							x
Bingul et al., 2017		1987.4	x						x	
Halperin et al., 2017		3000.0	x							
Rinaldi et al., 2018	181.2					x				
Beránek et al, 2020b	2900, 0	7823,0	x	x	x				x	x
	4101,0	8124,0								
	3821,0	10800,0								
Beránek, 2021a		3075,0	x	x	x					x
		3989,0								
		5411,0								
Shoukat et al, 2020	1338,4	2249,7							x	

Adamec et al, 2021	1495,0 2134,0	2222,0 3368,0	x	x		x	x	x	x	x
Menzel a Potthast, 2021	973,0		x			x				

---

(vlastní)

### 6.5.7 Limity studie

Hlavní limit disertačního experimentu je spojený s krytím měřicí platformy pěnou, která kompenzovala absenci rukavic a zároveň měnila dopadové charakteristiky směrem do impulsu a maximální hodnoty síly. Kromě limitů, spojených s vlivem tlumicích charakteristik na celkové výsledky, tvrdost zásahové platformy mohla představovat psychickou bariéru pro probandy. Byla měřena pouze dominantní strana pro provedení úderu s předpokladem jejího použití i v reálné situaci sebeobrany. Uvedené limity jsou popsány podrobněji v následujících oddílech. Mezi ostatní limity disertačního experimentu patří absence analýzy kinematiky těla, přesnosti a rychlosti úderu, což jsou další sledované parametry pro hodnocení úderu (Wasik & Góra, 2016).

#### 6.5.7.1 Zjištění síly

Hlavním limitem zjištění síly úderu byla přítomnost tlumicí pěny, která kryla kontaktní plochu silové desky. U designů zjištění síly, které byly realizovány srážkou, do bilance energie vstupuje energie potenciální, energie kinetická a energie deformační spojená s deformací elastickou a plastickou. V této práci byly experimentálně hodnoceny vlastnosti útlumu pěny, kde měření elastické a plastické deformace při úderu je tím nejsložitějším úkolem z technického hlediska provedení. Výsledky, uvedené v této práci, jsou omezeny na konkrétní model testované pěny Trocellen.

Silová platforma představovala rigidní cíl, tedy byla pevně fixována ke stěně a nepohybovala se. V reálné situaci, ve které úder dopadá na tělo obránce nebo sportovce, však žádný ze zainteresovaných objektů není pasivní. Skrze svoji svalovou aktivitu u nich dochází ke svalové kontrakci a snaze o aktivní kontrolu po celou dobu akce. Tato energie, zde ukrytá, představuje další proměnou ve výpočtu zjištěné síly a tuto realitu je obtížné simulovat měřicí aparaturou.

Proband zvolil postoj a končetinu vykonávající pohyb dle vlastních preferencí. Důvodem byl popis hodnoty síly úderu za ideálních podmínek, které sleduje obránce volbou

dominantního postoje a z něho vycházející úderové preference. Probandi ve všech skupinách úrovně zkušeností a pohlaví volili ortodoxní (křížový) postoj. V důsledku toho bylo možné očekávat vyšší hodnoty impaktní síly, než u stejnostranného postoje (Bingul et al., 2017). Stejně tak, jako ve studii Adamec et al. (2021) lze předpokládat, že hodnoty síly pro nedominantní končetinu by dosahovaly nižší hodnoty.

#### *6.5.7.2 Zjištění plochy, výpočet tlaku*

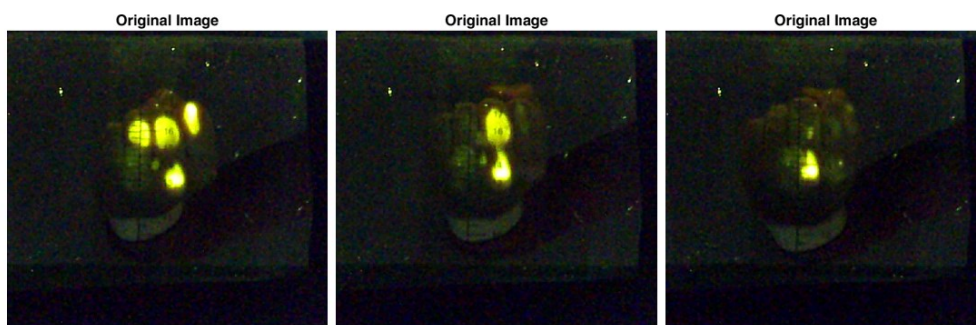
Tlak byl určen výpočtem na základě hodnot síly a plochy, které byly zjišťovány oddělenými postupy. Plocha byla popsána s pomocí obtisků na nedeformovatelnou snímací desku, kde proband mohl přiložit kontaktní plochu končetiny s určitou odchylkou, odlišně v každém měření. Tento jev byl očekávatelný, protože u boxerského úderu (direkt) došlo k potvrzení posunu COP v rámci kontaktní plochy (Menzel & Potthast, 2021), u kontaktní plochy dlaně byla popsána možná preference ulnární nebo radiální strany a její vliv na výslednou sílu (Tsou et al., 2021; Choi & Robinovitch, 2011). Projevuje se i variabilita v rozložení kontaktní plochy (Obrázek č. 50). Stejně tak, ale odlišným mechanismem a v méně případech, byl tento jev očekávatelný u úderu loktem. Tam byl rozhodující stupeň flexe a pronace předloktí, kde vzrůstající flexe exponovala ulnární výběžek v cíli, snižovala kontakt okolní tkáně a tím zmenšila kontaktní plochu. Tato možná variabilita byla sledována a kontrolována kritériem relativního rozsahu (C), kde u 58 probandů se tři snímky jednoho obtisku lišily více jak z 30% v sestupném pořadí D>P>E. Zatátá pěst vykazovala tento jev u 17,8 % všech probandů, dlaň u 13 % a loket u 3,6 %. K tomu, výsledky inter korelačního koeficientu (ICC = 0.9856, konfidenční interval 0.9833 až 0.9876) potvrdily dobrou opakovatelnost v populaci dobrovolníků.



## Obrázek 50

*Ukázka variability ve třech po sobě snímáných pokusech jednoho subjektu pro techniku direkt v originálním zápisu z měření (Popis záznamu: úroveň zkušeností; pohlaví, výška, váha, věk, lateralita, název techniky, pořadí obtisku)*

ADVANCE F 167 74 22 r  
Direkt pokus 1,2 3



(vlastní)

Za další limit je možné považovat statickou pozici horní končetiny během snímání, kde probandí ve stoje „tlačili“ úderovou plochou pravé končetiny proti podložce směrem k zemi. Ačkoliv se nejednalo o standartní postoj pro úder (jako například směrem do boxovacího pytle), v praxi lze tento způsob „doručení“ úderu očekávat například v systému MMA nebo v sebeobraně, a to konkrétně v mimo postojovém boji. Poloha ruky při skenování představovala určitý kompromis, kde rozhodující byla kontaktní plocha pod úhlem předloktí k rovině dopadu. Výška skenování a vertikální poloha během skenování byla zvolena s ohledem na stabilitu při skenování a komfort probandů. Mezi další limity je možné zařadit volbu pravé horní končetiny u všech probandů. Rozdíl mezi délkou pravé a levé ruky ale nebyl prokázán jako významný u obou pohlaví (Aboul-Hagag et al., 2011) a atleti MMA uvedli v 80,3 % preferenci ortodoxního postoje s pravou dominantní rukou (Baker & Shorer, 2013). Lze tedy očekávat, že výsledky pro pravou horní končetinu budou aplikovatelné na významnou část (sportovní) populace v rámci systémů, které povolují trénink sledovaných úderů. Určité limity představovala i samotná snímací deska, která se svými vlastnostmi (zejména 2 D, pevná fixace a tuhost) vzdálila od podmínek reálného dopadu úderu na tělo lidského probanda. Stejně tak simulace úderu probíhala bez pohybu desky před úderem a směr byl vždy kolmý na desku. V reálných podmínkách úderu lze ale očekávat pohyb v postoji a také další, ne kolmé dráhy úderu. To do určité míry společně s exponovaností kontaktní plochy bude ovlivňovat rozložení tlaku v cíli, které nebude rovnoměrné. Výsledky pro veličinu tlak ale předpokládají jeho rovnoměrné rozložení.

### 6.5.7.3 Psychologické faktory

Zjištění síly úderu je úzce podmíněné živými probandy. Ti jsou motivováni k vykonání relativně specifických pohybových akcí, což souvisí s určitou dávkou diskomfortu. Ten je přítomen minimálně v designech, kde nedochází ke srážkám (typicky design nepřímého zjištění síly kinematicky s pomocí obrazového materiálu), ale o to více u všech ostatních (typicky srážky se silovou deskou, s kyvadlem, pytle, maketou, figurínou, nebo s jiným improvizovaným cílem). Pakliže je cílem popis Fpeak a ne například frekvence úderu, čas reakce, COP pod úderovou plochou aj., proband musí vyvinout maximální intenzitu úderu, kterou lze očekávat i v průběhu reálného střetu. V tomto pohledu, významným faktorem je zejména obtížně kontrolovatelné hormonální pozadí spojené se stresem, vlivem bolesti, strachem z porážky apod. Netto et al. (2008) zmiňuje, že jinak udeří proband do laboratorního cíle (například kožený míč) a jinak by v reálné situaci udeřil živého člověka. Tento výrok lze chápat oběma směry a to tak, že proband spíše udeří do umělého cíle bez strachu ze zranění druhého člověka. Nebo naopak udeří menší intenzitou vlivem nedůvěřivosti k umělému cíli, pakliže je zvyklý na trénování s živým soupeřem. Každý proband je také individuální osobností a v době experimentu se pohybuje rovněž v individuálním duševním nastavení. Respekt k psychologickým proměnným je tedy nezbytný v průběhu celého experimentu.

Operátoři reportovaných experimentů pracovali s různými úrovněmi zkušeností, které pro podání maximálního výkonu představovaly odlišné limity. U skupiny profesionálů se předpokládalo, že jejich zkušenosti zajistí opakovatelný výsledek, který bude minimálně ovlivněný psychologickými faktory. U skupiny pokročilých se předpokládalo, že se dokáží rychle seznámit s podmínkami experimentu a využijí svých předchozích zkušeností k podání adekvátního výkonu. U začátečníků se předpokládala obtížnější kontrola psychologických limitů a také nutnost zvýšené pozornosti pro prevenci zranění.

Operátor experimentu hraje klíčovou roli. V závislosti na úrovni zkušeností probanda, musí zvládat navázání vztahu v krátké době. Vhodnou komunikací namotivovat méně aktivní probandy, a naopak umírnit ty pře motivované. Operátor je ten, který předává instrukci k maximálnímu výkonu. Takový výkon ale ve skutečnosti nesmí být maximální, protože se může přiblížit anatomickým limitům lidského těla. Maximální intenzita provedení v úloze srážky přibližuje riziko okamžitého zranění nejen na tuhých platformách, ale i na těch ostatních, včetně imaginárních cílů. Navíc, akce provedené s maximální intenzitou nejsou typické ani v tréninku, výcviku sebeobrany nebo v bojových soutěžích profesionálních atletů. Úder zde probíhá pod kontrolou rychlosti a dopadového efektu. Stejně tak v bojové soutěži nejsou

všechny údery vedené s plnou razancí s ohledem na nebezpečí kondičního selhání, nebezpečí nestability nebo taktického odhalení strategie. Odhadem, jen velmi malá část úderů je vedena s maximální možnou razancí a lze předpokládat, že profesionální atlet spíše vyčkává na vhodnou příležitost v rámci správné vzdálenosti, vhodného postoje a chyby soupeře. Volba vhodné psychologické intervence směrem na probandy se musí řídit i podle konkrétní měřicí aparatury. Měkčí cíle, jako například volně zavěšené makety boxovacích pytlů umožňují tolerovat určité chyby provedení (například pře motivovanost, nedodržení techniky), které by jinak mohly vyústit ve zranění probanda. Takové aparatury ale představují značné technické limity pro přesnou detekci impaktní síly, protože je nezbytné řešit ztráty sil deformací, pohybem cíle aj. Jinak je tomu u rigidních aparatur v závislosti na konkrétním řešení (použití pěn apod.), ale přichází požadavek vysoké kontroly atleta během měření.

## 7. Závěr

Hlavním cílem práce bylo sestavit a objektivizovat hodnocení dynamiky tří typů úderů horní končetinou po přímce pomocí upřesnění velikosti kontaktní plochy a popisu tlumících vlastností pěny detekční aparatury. V prvním kroku bylo nezbytné zvolit vhodný fyzikální model měření, který by umožnil popsat časový průběh síly úderu bez ochranných rukavic. Po provedených dílčích experimentech byl zvolen design přímého zjištění síly s pomocí platformy Kistler, na které bylo změřeno 169 probandů se zastoupením obou pohlaví a dvou úrovní zkušeností. Ve druhém kroku, u 169 probandů byla změřena velikost kontaktní plochy úderů na upravené platformě Podokam.

Při porovnání s dostupnou literaturou, disertační experiment v rámci popisu dynamiky úderu horní končetinou otestoval doposud nejvyšší počet probandů včetně úrovně zkušeností začátečník. Rovněž jako první testoval vlastnosti útlumu krycí pěny aparatury ve spojení s údery bez rukavic, charakterizoval techniku loktem a popsal velikosti kontaktních ploch úderů včetně hodnocení tlaku pod úderovou plochou.

Úkolem práce bylo nalézt kvalifikovanou odpověď na vědeckou otázku, zda lze analyzovat a objektivizovat hodnoty impaktní síly, impulsu, tlaku pro tři typy úderu horní končetinou v postoji bez ochranných rukavic. Vědecká otázka byla zodpovězena kladně a došlo k potvrzení hypotéz H1 a H2, které se vztahovaly k cílům práce.

Na základě výsledků disertačního experimentu č. 1 došlo k potvrzení hypotézy H1, která předpokládala, že pořadí technik podle nejvyšší dosažené síly (úder loktem, dlaní, zaťatou pěstí) se bude lišit podle dosažené úrovně zkušeností. Kruskalův-Wallisův test a Wilcoxonův rank sum test poukázal na statisticky významné rozdíly mezi technikami úderů ( $p < 0,01$ ) u všech subjektů i pro muže a ženy zvlášť. Pořadí hodnoty síly (loket > dlaň > zaťatá pěst) bylo potvrzeno pro úroveň zkušeností pokročilý. Muži začátečníci nepotvrdili statisticky významný rozdíl mezi technikou loktem a dlaní. Ženy začátečnice naopak poukázaly na opačné pořadí techniky dlaní a loktem podle nejvyšší dosažené síly.

Na základě výsledků disertačního experimentu č. 1 došlo k potvrzení hypotézy H2, která předpokládala nejvyšší pravděpodobnost pro přesažení hodnoty 5,1 kN (vysoké riziko zlomeniny) u techniky úderu loktem. Muži dosáhli 25% pravděpodobnosti přesažení pro hodnotu 5,1 kN. Oproti tomu, technika zaťatou pěstí u mužů poukázala na velmi slabou pravděpodobnost pro zlomeninu (2,7%). V porovnání, ženy dosahovaly velmi nízkých hodnot, pouze do 0,7%.

Na základě výsledků disertačního experimentu č. 1 (hodnota maximální dosažené impaktní síly úderu) a disertačního experimentu č. 2 (hodnota velikosti kontaktních ploch) došlo k výpočtu hodnoty tlaku pod úderovou plochou. Popis pravděpodobnosti dosažení hodnoty tlaku (MPa) nesledoval konkrétní prahovou hodnotu s ohledem na nedostatek reportů o problematice vztahu tlaku a vzniku zlomeniny. Techniku lokte bylo možné hodnotit do 50 MPa, zatímco techniku zařatou pěstí a dlaní bylo možné hodnotit do 10 MPa.

Na základě výsledků disertačního experimentu č. 1 došlo k hodnocení impulsu síly. U pokročilých signifikantně dominoval úder loktem, následoval úder zařatou pěstí a nejmenší impuls vykázal úder dlaní. U začátečníků, nejvyšší hodnotu impulsu dosáhl loket, ale mezi úderem zařatou pěstí a dlaní nebyl potvrzen signifikantní rozdíl.

Začátečníci dosahovali nižších hodnot síly úderu ve všech třech technikách a u obou pohlaví v porovnání s pokročilými. Nejmenší rozdíl v dosažené síle mezi začátečníky a pokročilými byl zjištěn u techniky úderu dlaní, kde ženy se lišily maximálně o 800 N a muži o 1,3 kN. Naopak, technika úderu loktem ukázala nejvyšší rozdíl, kde pokročilí se lišili od začátečníků o přibližně 2 kN pro obě pohlaví. Z toho lze usoudit, že potenciál dlaně byli schopni využít už začátečníci bez zkušeností, což může poukázat na přednosti tohoto typu úderu ve výcviku. Kontaktní plocha dlaně také ukázala nejvyšší hodnotu plochy, která zejména začátečníkům může poskytnout dostatečnou oporu při dopadu v cíli a zvýšit sebevědomí výkonu, snížit riziko zranění ruky. Dlaň byla hodnocena rovněž jako nejkomfortnější technika z pohledu škály bolestivosti, a to zejména v kategorii začátečníků. Uvedené přednosti nejsou kompenzovány sníženým silovým potenciálem. Lze předpokládat, že ten může být dostatečný pro plnění úkolů sebeobrany, kde je potřeba překonat potenciál útoku. Výsledky hodnocení síly přiřadily dlaní 2. místo a hodnocení pravděpodobnosti ukázalo dosažení tolerančního prahu zlomeniny na obličeji ve 13 %. Lze konstatovat, že i přes vysokou hodnotu maximální dosažené síly u několika probandů, dosažené skóre pravděpodobnosti nelimituje aplikaci techniky ve výcviku pro obě pohlaví s respektem konkrétních modelových situací a institutu nutné obrany.

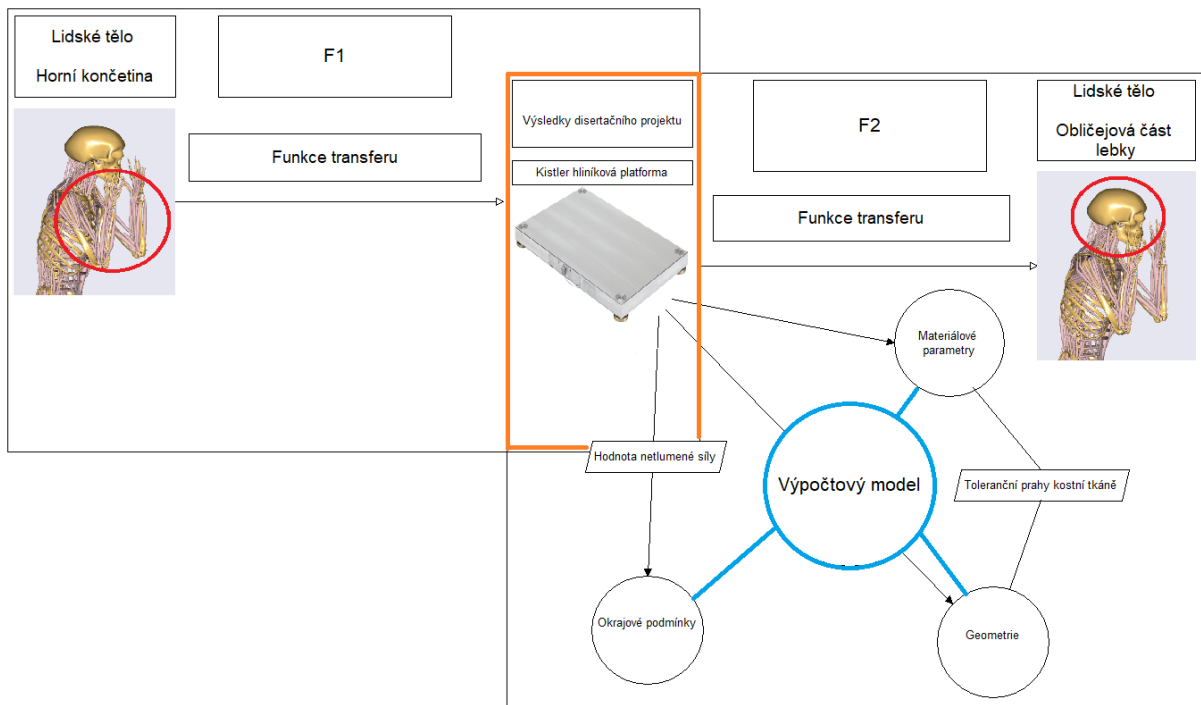
Jinak je tomu u techniky loktem, kde jeden ze čtyř opakovaných úderů u mužské populace je potencionálním nositelem pro frakturu segmentu kostní tkáň obličejové části lebky. Taktický kouč by měl tento výsledek hodnotit jako nepřijatelné riziko s následnou úpravou výcviku, kde je nezbytné vyloučit hlavu oponenta z dopadové zóny a korigovat intenzitu provedení této techniky.

Ačkolik technika úderu zařatou pěstí prokázala nejnižší dosaženou průměrnou sílu a nejnižší potenciál pravděpodobnosti rizika zranění, stále se jedná o klíčovou techniku zejména ve spojení se sportovním prostředím. Výsledky nepotvrdily dominanci této techniky při

porovnání s ostatními typy úderů, za což mohou pravděpodobně limity předchozích experimentů.

Perspektivu aplikace výsledků do budoucích výzkumných závěrů je možné sledovat v několika oblastech. Přímé zjištění dynamiky a dalších parametrů úderu není možné z etických i technických důvodů, protože zjištění síly úderu probíhá na zařízení o vysoké tuhosti. To musí být z bezpečnostních důvodů vybavené ochranou tlumicí vrstvou, nebo musí být vybavený proband. Na základě výsledků pádových zkoušek (3.5) došlo k charakterizaci tlumicích vlastností pěny v závislosti na opakovaných úderech a jejich intenzitě. Následně byl testován komplexní postup sběru dat na silové platformě s jednou vrstvou polyethylenové pěny. Již tyto výsledky mohou představovat cenné informace pro další experimenty, které by navazovaly na měření opakovaných úderů (Bruzas et al., 2018), nebo na měření s minimální pauzou mezi jednotlivými pokusy (Halperin et al., 2017, 2016; Pierce et al., 2006). Výsledky lze chápat jako metodický pokyn pro další výzkumníky, kteří provádějí měření síly úderu horní končetinou. Mohou také pomoci výrobcům při navrhování produktů pro specifickou aplikaci měření dynamiky úderu. Kromě oblastí sportu, forenzní biomechaniky a lékařského práva, výsledky také umožňují prohloubení spolupráce s mezinárodními vědeckými týmy (Sivco et al., 2023) se zaměřením na problematiku traumatického poranění hlavy ve spojení s násilím, vraždami aj.

Tlumicí vlastnosti vybrané polyethylenové pěny byly určeny experimentem, kde došlo k získání přenosové funkce. Ta experimentálně měřenou utlumenou sílu úderu umožňuje převést na čistou sílu, kterou by hliníková silová deska měřila, kdyby nebyla použita ochranná vrstva. Výsledky představují východiska pro další výzkum směrem na popis potenciálních destrukčních účinků síly úderu s pomocí výpočtového modelu. Ten poskytne přenosovou funkci, která převede čistou sílu měřenou hliníkovou deskou bez tlumicí vrstvy na lidské tkáň. Možnosti rekalkulace výsledků směrem na čistou, netlumenou sílu úderu představují okrajovou podmínku vstupující do budoucího modelu (Schéma č. 3).



### Schéma 3

#### *Perspektiva aplikace výsledků*

(vlastní)

Tradiční výpočtovou metodou, která se stala zlatým standardem, je metoda konečných prvků. Ta kromě okrajových podmínek vyžaduje i znalost geometrie jednotlivých objektů (například hlava, dolní končetina), na jejímž základě bude vytvořena výpočtová síť, a materiálový popis jednotlivých objektů včetně materiálových parametrů (např. tuhost kosti, mez lomu kosti, vlastnosti měkkých tkání apod.).

## 8. Seznam bibliografických zdrojů

Aboul-Hagag, K. E., Mohamed, S.A., Hilal, M.A. & Mohamed, E.A. (2011). Determination of sex from hand dimensions and index/ring finger length ratio in upper Egyptians. *Egyptian journal of forensic sciences*, 1, 80–86.

Adamec, J., Hofer, P., Pittner, S., Monticelli, F., Graw, M. & Schopfer, J. (2021). Biomechanical assessment of various punching techniques. *International Journal of Legal Medicine*, 135, 853–859. <https://doi.org/10.1007/s00414-020-02440-8>

Adamec, J., Mai, V., Graw, M., Schneider, K., Hempel, M. J. & Schopfer, J. (2013). Biomechanics and injury risk of a headbutt. *International Journal of Legal Medicine*, 127, 103–110. <https://doi.org/10.1007/s00414-011-0617-y>

Adamec, J., Praxl, N., Schneider, K. & Graw, M. (2011). Estimation of effective mass of longish rigid instruments in head impacts. *International Journal of Legal Medicine*, 125, 763–771. <https://doi.org/10.1007/s00414-010-0490-0>

Atha, J., Yeadon, M. R., Sandover, J., & Parsons, K. C. (1985). The damaging punch. *British Medicine Journal*, 291, 1756–1757. <https://doi:10.1136/bmj.291.6511.1756>

Akbaş, A., Brachman, A. & Gzik, B. (2021). The objective assessment of striking force in combat sports using sport-specific measurement devices – a review. *Archives Budo*, 17: 205-216.

Ambros, F. (1993). Experimentální metody a technika. Vydavatelství ČVUT, Praha, vyd. 2. s155, ISBN 80-01-00972-6.

Allen, J. A., Taylor, J., Murray, R. M., Kilcullen, M., Cushenbery, L., Gevers, J. & Fosler, K. (2020). Mitigating violence against first responder teams: Results and ideas from the hackmanathon. *Small Group Research*, 51(3), 375-401. <https://doi:10.1177/1046496419876342>

Bagreev, V. V., & Trahimovitch, M. A. (1981). Some peculiarities in the measurement of dynamic processes in biomechanics. In: Morecki A, Fidelus K, Kedzior K, Wit A, eds. Biomechanics VII-A. Baltimore: University Park Press, 511-3.

Baydin, A., & Erenler, A. K. (2014). Workplace violence in emergency department and its effects on emergency staff. *International Journal of Emergency Mental Health*, 6(2):288-290. <https://doi:10.4172/1522-4821.1000112>

Bardo, A., Kivell, T. L., Town, K., Donati, G., Ballieux, H., Stamate, C., & Forrester, G. S. (2021). Get a grip: Variation in human hand grip strength and implications for human evolution. *Symmetry*, 13, 1142.

Baker, J., & Schorer, J. (2013). The Southpaw Advantage? Lateral Preference in Mixed Martial Arts. *PLoS ONE*, 8, e79793.

Beneš, J., Kyplová, J., & Vítek, F. (2015). Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory pro studium i praxi. Grada, Praha. 978-80-247-4712-5.

Beranek, V., Stastny, P., Bonkowski, T. & Novacek, V. (2023). The effect of protective mat thickness on the upper limb strike force. Acta of Bioengineering and Biomechanics. In peer review

Beranek, V., Stastny, P., Novacek, V., Slomka, K. J., & Cleather, D. (2022a). Performance Level and Strike Type during Ground and Pound Determine Impact Characteristics and Net Force Variability. *Sports*, 10, 205. <https://doi.org/10.3390/sports10120205>

Beranek, V., Stastny, P., Turquier, F., Novacek, V., & Votapek, P. (2022b). Analysis of the Contact Area for Three Types of Upper Limb Strikes. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 7, 50. <https://doi.org/10.3390/jfkm7020050>



- Beranek, V. (2021a). Bojové umění v profesní sebeobraně zdravotnického záchranáře. Západočeská univerzita v Plzni, 1. vydání, Plzeň, 146 s. ISBN 978-80-261-1051-4. <https://doi.org/10.24132/ZCU.2021.10514>
- Beranek, V. (2021b). Innovation and Injury Prevention in Teaching Professional Self-Defense for IRS Specialized Professions. Západočeská univerzita v Plzni, Plzeň, 1. vydání, 124 s. ISBN 978-80-261-1050-7. <https://doi.org/10.24132/ZCU.2021.10507>
- Beránek, V., Votápek, P. & Stastny, P. (2020a). Force and velocity of impact during upper limb strikes in combat sports: a systematic review and meta-analysis, *Sports Biomechanics*. <https://doi: 10.1080/14763141.2020.1778075>
- Beranek, V., Stastny, P., Novacek, V., Votapek, P. & Formanek, J. (2020b). Upper Limb Strikes Reactive Forces in Mix Martial Art Athletes during Ground and Pound Tactics. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, Oct 24;17(21):7782. <https://doi: 10.3390/ijerph17217782>
- Beranek, V. (2020c). Rescue report. Článek v časopise. Sebeobrana klečícího záchranáře. Biomechanika v profesní sebeobraně zdravotnického záchranáře. Rescue press s.r.o. 1, 23. Ročník ISSN 2336-503x.
- Beranek, V. (2019). Rescue report. Článek v časopise. Biomechanika profesní sebeobraně. Rescue press s.r.o. 4, 23. Ročník ISSN 2336-503x.
- Beranek, V. (2014e). Hasiči, policisté a záchranáři. Článek v časopise. Sebeobrana v týmové spolupráci posádky Zdravotnické záchranné služby. Silviania s.r.o., Brno, č 4. ISSN 2336-2326.
- Beranek, V. (2014d). Hasiči, policisté a záchranáři. Článek v časopise. Sebeobrana proti skupině útočníků. Silviania s.r.o., Brno, č 5. ISSN 2336-2326.
- Beranek, V. (2014c). Hasiči, policisté a záchranáři. Článek v časopise Rizika spojená s poškozením útočníka v sebeobraně zdravotnického záchranáře. Silviania s.r.o., Brno, č 4. ISSN 2336-2324.
- Beranek, V. (2014b). Hasiči, policisté a záchranáři. Článek v časopise Otázky sebeobraně proti škrcení. Silviania s.r.o., Brno, č 2. ISSN 2336-2324.
- Beranek, V. (2014a). Hasiči, policisté a záchranáři. Článek v časopise. Sebeobrana proti noži při útocích na zdravotnického záchranáře. Silviania s.r.o., Brno, č 1. ISSN 2336-2324.
- Beranek, V. (2013c). Rescue report. Článek v časopise. Pákové techniky v profesní sebeobraně z pohledu bojového umění Aikido. Silviania s.r.o., Brno, č 6. ISSN 1212-0456.
- Beranek, V. (2013b). Rescue report. Článek v časopise. Otázky výcviku sebeobraně pro zdravotnické záchranáře. Silviania s.r.o., Brno, č 3. ISSN 1212-0456.
- Beranek, V. (2013a). Rescue report. Článek v časopise. Universální sebeobraně techniky: Mýtus nebo skutečnost? Silviania s.r.o., Brno, č 1. ISSN 1212-0456.
- Behnam, M., Tillotson, R. D., Davis, S. M., & Hobbs, G. R. (2011). Violence in the emergency department: A national survey of emergency medicine residents and attending physicians. *Journal of Emergency Medicine*, 40(5), 565-579. <https://doi: 10.1016/j.jemermed.2009.11.007>
- Berke, D. S. & DeFour, D. (2021). Teaching about empowerment self-defense training for sexual assault prevention: Recommendations for feminist instruction in psychology. *Psychology of Women Quarterly*, 45(3), 387-394. <https://doi:10.1177/0361684321998396>
- Blum, H. (1977). Physics and the art of kicking and punching. *American Journal of Physics*, 45: 61-64.
- Bolander, R. P., Neto, O. P., & Bir, C. A. (2009). The effects of height and distance on the force production and acceleration in martial arts strikes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 8, 47-52.
- Bružas, V., Kamandulis, S., Venckunas, T., Snieckus, A., & Mockus, P. (2018). Effects of plyometric exercise training with external weights on punching ability of experienced amateur boxers. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 58, 221-226. <https://doi:10.23736/S0022-4707.16.06674-3>

BPA. (2020). Skripta k tématickým okruhům z předmětu Speciální tělesná příprava. *Bezpečnostně právní akademie s.r.o. v Plzni*.

Bingul, M. B., Bulgan, C., Tore, O., Aydin, M., & Bal, E. (2017). The effects of impact forces and kinematics of two different stance at straight punch techniques in boxing. *Archives of Budo Science of Martial Arts and Extreme Sport*, 13, 35–39.

Bigham, B. L., Jensen, J. L., Tavares, W., Drennan, I. R., Saleem, H., Dainty, K. N., & Mundro, G. (2014). Paramedic self-reported exposure to violence in the emergency medical services (EMS) workplace: a mixed-methods cross-sectional survey. *Prehosp Emergency Care*, 18:489–494.

Boyle, M., Koritsas, S., Coles, J. & Stanley, J. (2007). A pilot study of work place violence towards paramedics. *Emergency Medicine Journal*, 24:760–763.

Bugala, M. (2014). Sebeobrana pro zdravotnický personál Zdravotnické záchranné služby – evaluační studie. Rigorózní práce. Masarykova univerzita, Fakulta Sportovních studií, Katedra gymnastiky a úpolů. Brno.

Burke, D. T., Protopapas, M., Bonato, P., Burke, J. T., & Landrum, R. F. (2011). Martial arts: Time needed for training. *Asian Journal of Sports Medicine*, 2(1), 31-36. <https://doi:10.5812/asjms.34828>

Buško, K. & Pantelis, N. (2018). Biomechanical characteristics of Taekwondo athletes: Kicks and punches vs. Laboratory tests. *Biomedical Human Kinetics*, <https://doi:10.81-88.10.1515/bhk-2018-0013>

Buško, K., Staniak, Z., Szark-Eckardt, M., Nikolaidis, P. T., Mazur-Rózycka, J., Łach, P., Górski, M., Gajewski, J., & Górski, M. (2016). Measuring the force of punches and kicks among combat sport athletes using a modified punching bag with an embedded accelerometer. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18, 47–54. <https://doi:10.5277/ABB-00304-2015-02>

Brown, D. A., Leung, F. T., Evans, K., Grant, G. & Hides, J. A. (2022). Vestibular and oculomotor function in male combat sport athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, Volume 25, Issue 6., Pages 524-528,ISSN 1440-2440, <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2022.02.004>

Čapek, L., Hájek, P., Henyš, P. & kol. (2018). Biomechanika člověka. Grada Publishing, a.s., Praha, 1. vydání. ISBN 978-80-271-2144-1.

Cesari, P. & Bertuccio, M. (2008). Coupling between punch efficacy and body stability for elite karate. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 11, 353–356. <https://doi:10.1016/j.jsams.2007.05.007>

Čeledova, L., Čevela, R. & kolektiv. (2017). Člověk ve zdraví i v nemoci. Univerzita Karlova, Karolinum, ISBN 978-80-246-3828-7.

Čepulenas, A., Bružas, V., Mockus, P., & Subačius, V. (2011). Impact of physical training mesocycle on athletic and specific fitness of elite boxers. *Archives of Budo*, 7, 33–39.

Čihák, R. (2011). Anatomie 1. Třetí, upravené a doplněné vydání. Grada Publishing, a.s., Praha, 3. vydání, 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

Cournoyer, J. T. & Hoshizaki, B. (2019). Head dynamic response and brain tissue deformation for boxing punches with and without loss of consciousness. *Clinical Biomechanics*, Volume 67, Pages 96-101, ISSN 0268-0033, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.05.003>

Daly, R. M., Saxon, L., Turner, C. H., Robling, A. G. & Bass, S. L. (2004). The relationship between muscle size and bone geometry during growth and in response to exercise. *Bone*, 34, 281–287.

Daniel, T. M., & Răzvan-Liviu, P. (2014). Correlation between plantar pressure and striking speed in karate-do. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 117, 357-360.

- Daruis, D.D.I., Ridzuan, M. M., Ismail, S. J., Deros, B. M. & Ramli, A.S. (2014). Female student-athletes' biomechanics and anthropometric profile of unarmed combat kicks. In Proceedings of the 2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), Kuala Lumpur, Malaysia, 8–10 December; pp. 408–413.
- Daimaruya, M., Fujiki, H. & Ambarita, H. (2010). Consideration of the Power in Karate-doh from the Viewpoint of Impact Engineering. *Chiang Mai University Journal*, 11, 1, 103--114, 10.
- De Souza, V. A., & Marques, A. M. (2017). Relationship between age and expertise with the maximum impact force of a reverse punch by shotokan karate athletes. *Archives of Budo*, 13, 243–254. <https://doi:10.2466/05.25.PMS.112.2.639-648>
- Del Vecchio, F. B., Hirata, S. M., & Franchini, E. (2011). A review of time – motion analysis and combat development in mixed martial arts matches at regional level tournaments. *Perceptual and Motor Skills*, 112, 639–648. <https://doi:10.2466/05.25.PMS.112.2.639-648>
- Di Bacco, V. E., Taherzadeh, M., Birot, O. & Gage, W. H. (2020). The effects of single versus multiple training sessions on the motor learning of two Krav Maga strike techniques, in women. *PeerJ*, 2020;8: e8525. Published Feb 13. <https://doi:10.7717/peerj.8525>
- Diewald, S. N., Cross, M. R., Neville, J. & Cronin, J. B (2022). Validity and reliability of impact forces from a commercially instrumented water-filled punching bag. *Sports Engine*, 25, 5. <https://doi.org/10.1007/s12283-022-00368-3>
- Dinu, D. & Louis, J. (2020). Biomechanical Analysis of the Cross, Hook, and Uppercut in Junior vs. Elite Boxers: Implications for Training and Talent Identification. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2:598861. <https://doi:10.3389/fspor.2020.598861>
- Dvorský, R. & Foukal, J. (2007). Fyzikální měření. Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava. Dostupné z: [https://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Fyzikalni\\_mereni/fyzikalni\\_mereni.pdf](https://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Fyzikalni_mereni/fyzikalni_mereni.pdf).
- Dylevský, I. (2009). Kineziologie. Základy strukturální kineziologie. Triton, Praha,. ISBN: 978-80-7387-324-0.
- Dyson, R., Smith, M., Fenn, L., & Martin, C. (2005). Differences in lead and rear hand punching forces, delivered at maximal speed relative to maximal force, by amateur boxers. 23rd International Symposium on Biomechanics in Sports Conference Proceedings, Beijing, China, 869–872.
- Dunn, E. C, Humberstone, C. E., Franchini, E., Iredale, F. K. & Blazevich, A. J. (2022). The effect of fatiguing lower-body exercise on punch forces in highly-trained boxers. *European Journal of Sport Science*, 22:7, 964-972. <https://10.1080/17461391.2021.1916085>
- Droščák, P. (2017). Měření síly úderové techniky v kjókušinkai karate. *Studia sportiva*, 11. 199. <https://doi.org/10.5817/StS2017-1-37>
- Eager, D., Hayati, H. & Chapman, C. (2016). Impulse force as an additional safety criterion for improving the injury prevention performance of impact attenuation surfaces in children's playgrounds. In Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition. *American Society of Mechanical Engineers*, Phoenix, AZ, USA, 11–17 November, Volume 50688.
- Estevan, I., Alvarez, O., Falco, C., Molina-García, J. & Castillo, I. (2011). Impact force and time analysis influenced by execution distance in a roundhouse kick to the head in taekwondo. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(10):2851-2856. <https://doi:10.1519/JSC.0b013e318207ef72>
- El Ashker, S. (2011). Technical and tactical aspects that differentiate winning and losing performances in boxing. *International Journal of Performance Analyses in Sport*, 11, 356–364. <https://doi:10.1080/24748668.2011.11868555>
- Farkash, U., Dreyfuss, D., Funk, S. & Dreyfuss, U. (2017). Prevalence and Patterns of Injury Sustained During Military Hand-to-Hand Combat Training (Krav-Maga). *Military Medicine*, Nov;182(11):e2005-e2009. <https://doi:10.7205/MILMED-D-17-00015>

- Falco, C., Alvarez, O., Castillo, I., Estevan, I., Martos, J., Mugarra, F. & Iradi, A. (2009). Influence of the distance in a roundhouse kick's execution time and impact force in Taekwondo. *Journal of Biomechanics*, Volume 42, Issue 3, Pages 242-248, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.041>
- Ferragut, C., Vila, H., Abrales, J. A., Argudo, F., Rodriguez, N. & Alcaraz, P. E. (2011). Relationship among maximal grip, throwing velocity and anthropometric parameters in elite water polo players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 51, 26–32.
- Feneis, H., (1996). Anatomický obrazový slovník. Grada Publishing, a.s., Praha, 2. vydání. 464 s. ISBN 80-7169-197-6.
- Feld, M. S., McNair, R. E., & Wilk, S. R. (1979). The Physics of Karate. *Scientific American*, 240(4), 150–161. <http://www.jstor.org/stable/24965179>
- Fritsche, P. (1978). Dynamo bag for impact force measurement. Deutsch patent, DE2708072A1.
- Fortin, Y., Lamontagne, M. & Gadouas, A. (1994). Punching bag dynamometer, *Journal of Biomechanics*, Volume 27, Issue 6, Page 758, ISSN 0021-9290, [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)91221-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)91221-1).
- Gabrovec, B. (2015). The prevalence of violence directed at paramedic services personnel. *Obzornik zdravstvene nege*, 49(4), pp. 284–294. <http://dx.doi.org/10.14528/snr.2015.49.4.60>
- Gadd, C. W., Nahum, A. M., Gatts, J. & Danford, J. P. (1968). A study of head and facial bone impact tolerances. In Proc. G. M. Auto Safety Seminar, Detroit, USA.
- Gavagan, C. J. & Sayers, M. G. L. (2017). A biomechanical analysis of the roundhouse kicking technique of expert practitioners: A comparison between the martial arts disciplines of Muay Thai, Karate, and Taekwondo. *PLoS ONE* 12(8): e0182645. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0182645>
- Gasha, H. & Pflanz, S. (2008). Kompendium fyziky. Euromedia group k. s. universum. Banska Bystrica, 1. vyd. ISBN 978-80-242-2013-0.
- Gałązkowski, R., Binkowska, A. & Samoliński, K. (2015). Occupational injury rates in personnel of emergency medical services. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, 22:680–684.
- Goldman, R., Kirk, R., Iglarsh, Z., Neustadter, L., Oatis, C & Schumacher, H. (2003). Phase I design and evaluation of an isometric muscle reeducation device for knee osteoarthritis rehabilitation. *Journal of rehabilitation research and development*, 40. 95-107.
- Gianino, C. (2010). Physics of Karate: Kinematics analysis of karate techniques by a digital movie camera. *Latin-American Journal of Physics Education*, 4(1), 5.
- Gillespie, G. L., Gates, D. M., Miller, M., & Howard, P. K. (2010). Workplace violence in healthcare settings: Risk factors and protective strategies (CE). *Rehabilitation Nursing*, 35(5).
- Grima, M. & kol. (2007). Sobottův atlas anatomie člověka, překlad 22. vydání. Grada Publishing, a.s., Praha, ISBN 978-80-247-1870-5.
- Greenhalgh, T. (2003). Jak pracovat s vědeckou publikací. Základy medicíny založené na důkazu. Praha, Grada. 1. vyd. ISBN 80-247-0310-6
- Gulledge, K. J. & Dapena, J. A. (2007). Comparison of the reverse and power punches in oriental martial arts. *Journal of Sports Sciences*, 26, 189–196.
- Halperin, I., Chapman, D. W., Martin, D. T., Lewthwaite, R., & Wulf, G. (2016). Choices enhance punching performance of competitive kickboxers. *Psychology Research*, 81, 1051–1058. <https://doi.org/10.1007/s00426-016-0790-1>

- Halperin, I., Chapman, D. W., Martin, D. T., & Abbiss, C. (2017). The effects of attentional focus instructions on punching velocity and impact forces among trained combat athletes. *Journal of Sports Sciences*, 35, 500–507. <https://doi:10.1080/02640414.2016.1175651>
- Hasan, K. R., Ara, S. & Banna, F. A. M. H. (2017). Correlation of Index Finger Length (2D) with Height, Weight and BMI in Adult Bangladeshi Male. *Journal of Enam Medical College*, 7, 90–94.
- Hausmanninger, L., Komnik, I., & Potthast, W. (2019). Hand as hammer: A comprehensive review of biomechanical studies related to occupational hand strikes. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, 29(4), 361-371. <https://doi:10.1002/hfm.20793>
- Hendl, J. (2015). Přehled statistických metod: Analýza a metaanalýza dat. Praha, Portál. 5. vyd. ISBN 978-80-262-0981-2
- House, P. D., & Cowan, J. L. (2015). Predicting straight punch force of impact. *Journal of the Oklahoma Association for Health, Physical Education, Recreation, and Dance*, 53.
- Honner, M. (2003). Měření ve fyzikálních technologiích. Texty k laboratorním cvičením. Západočeská univerzita v Plzni, se 144., 1. vyd. ISBN 80-7082-971-0.
- Howells, E. B. (2011). SI units, force, mass and acceleration. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine*, 12(9), 415-418. <https://doi:10.1016/j.mpaic.2011.06.011>
- Hüfner, A., Dudeck, M., Zellner, J., & Mahr, D. (2020). Violence and aggression in hospitals—what if the personnel need help? [Gewalt und Aggression im Krankenhaus – Was, wenn das Personal Hilfe braucht?] *Unfallchirurg*, 123(6), 424-434. <https://doi:10.1007/s00113-020-00806-6>
- Higaki, G. (2005). Hidden Karate: The True Bunkai For the Heian Katas and Naihanchi. Tokyo: Koenji. ISBN 902481-96-0.
- Hicks, A. L., Kent-Braun, J. & Ditor, D. S. (2011). Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29, 109–112.
- Hynčák, L., Kochová, P., Špička, J., Bonkowski, T., Cimrman, R., Kaňáková, S., Kottner, R., & Pašek, M. (2021). Identification of the LLDPE Constitutive Material Model for Energy Absorption in Impact Applications. *Polymers*, 13, 1537, <https://doi:10.3390/polym13101537>.
- Chang, W. G., Lin, K. Y., Chu, M. Y. & Chow, T. H. (2021). Differences in Pivot Leg Kinematics and Electromyography Activation in Various Round House Kicking Heights. *Journal of Sports Science and Medicine*, 20(3):457-465. Published 2021 Jun 1. <https://doi:10.52082/jssm.2021.457>
- Chadli, S., Ababou, N., & Ababou, A. (2014). A new instrument for punch analysis in boxing. *Procedia Engineering*, 72, 411–416. <https://doi:10.1016/j.proeng.2014.06.073>
- Cheraghi, M. H., Agha, A., Reza, A. & Shirzad, E. (2014). Kinematics of straight right punch in boxing. *Annals of Applied Sport Science*, 2, 39–50. <https://doi:10.18869/acadpub.aassjournal.2.2.39>
- Chráška, M. (2016). Metody pedagogického výzkumu. Základy kvantitativního výzkumu. Praha, Grada. 2. vyd. ISBN 978-80-271-9225
- Chiu, H. T., & Shiang, T. Y. (1999). A new approach to evaluate karate punch techniques. International Society of Biomechanics Conference Proceedings Archive, Perth, Western Australia, 61–64.
- Choi, W. J. & Robinovitch, S. N. (2011). Pressure distribution over the palm region during forward falls on the outstretched hands. *Journal of Biomechanics*, 44, 532–539.
- Ishac, K. & Eager, D. (2021). Evaluating Martial Arts Punching Kinematics Using a Vision and Inertial Sensing System. *Sensors*, 21, 1948. <https://doi.org/10.3390/s21061948>

- Ilayperuma, I., Nanayakkara, G. & Palahepitiya, N. (2009). Prediction of personal stature based on the hand length. *Galle Medical Journal*, 14, 15–18.
- Jeřábek, H. (1993). Úvod do sociologického výzkumu. Praha, Karolinum. 162 s. ISBN 80-7066-662-5.
- Jia, H., Fang, H., Chen, R., Jiao, M., Wei, L., Zhang, G. & Wu, Q. (2020). Workplace violence against healthcare professionals in a multiethnic area: A cross-sectional study in southwest china. *BMJ Open*, 10(9), e037464. <https://doi:10.1136/bmjopen-2020-037464>
- Joch, W., Fritsche, P. & Krause, I. (1981). Biomechanical Analysis of Punching in Boxing. In: *Biomechanics VII B: Proceedings of the Seventh International Congress of Biomechanics*, University Park Press, Baltimore, 343-349.
- Kaewplee, K., Khamsemanan, N., & Nattee, C. (2014). A rule-based approach for improving kinetic skeletal tracking system with an application on standard muay thai maneuvers. Paper presented at the 2014 Joint 7th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems, SCIS 2014 and 15th International Symposium on Advanced Intelligent Systems, ISIS, 2014, Kitakyushu, Japan, 281–285. <https://doi:10.1109/SCIS-ISIS.2014.7044763>.
- Kimm, D., & Thiel, D. V. (2015). Hand speed measurements in boxing. *Procedia Engineering*, 112, 502–506. <https://doi:10.1016/j.proeng.2015.07.232>
- Kirillova, O., Kirillova, T., Pugacheva, N., Gavrilova, I., Safin, N., Safina, L., & Khalmetov, T. (2018). Practical recommendations for improving the training of police officers. *Journal of Legal, Ethical and Regulatory Issues*, 21(3).
- Kistler principles. (2022). Focus on force measurement technology. <https://www.kistler.com>.
- Konečný, A. (2000). Slovník sebeobraný. Olomouc: Votobia,. ISBN 80-7198-446-9
- Kott, O. (2000). Anatomie pro fyzioterapeuty. Kineziologie. Dtp Maurea. Plzeň: ISBN 80-902876-0-3.
- Kott, O. (2011). Epidemiologický výskyt degenerativních změn v kloubech horní končetiny. Plz. lék. Sborník. Suppl. 84,. ISBN 978-80-246-1968-2
- Kottner, R., Kaňáková, S., Bonkowski, T., Yeung, R., & Pukaro., A. (2020). Improvement of Impact Protection by Kordcarbon – Cpreg - 200-T-3K-EP1-4-A. *Composite Material Today Proceeding*, 32, 68–71, doi:10.1016/j.matpr.2020.02.084.
- Kottner, R., Bonkowski, T., & Kaňáková, S. (2019). Experimental Investigation of Foams Suitable for Motorcycle Protectors. *Journal of mathematics and mechanics*, doi:10.26782/jmms.spl.4/2019.11.00007
- Kolupaeva, S., & Semenov, M. (2015). The Stored Energy of Plastic Deformation in Crystals of Face- Centered Cubic Metals, *IOP Conference Series: Material Science and Engineering*, 71, 012077, doi:10.1088/1757-899X/71/1/012077.
- Koritsas, S., Boyle, M. & Coles, J. (2009). Factors associated with workplace violence in paramedics. *Prehospital Disaster Medicine*, 24(5):417–421.
- Kondo, M., Ogihara, M., Shinoda, K., Anada, S., Ito, K., Murata, M., Tanaka, T., Takai, S. & Matsu'ura, S. (2017). Sexual dimorphism in the human hand proportion: A radiographic study. *Bulletin of the National Museum of Nature and Science*, 43, 1–6.
- Koedijk, M., Renden, P. G., Raoul R. D. Oudejans & R. I. (Vana) Hutter. (2019). Training for the job: evaluation of a self-defence training programme for correctional officers, *Ergonomics*, 62:12, 1585-1597, <https://doi:10.1080/00140139.2019.1677947>
- Lenetsky, S., Nates, R. J., Brughelli, M., & Harris, N. K. (2015). Is effective mass in combat sports punching above its weight? *Human Movement Science*, 40, 89-97. <https://doi:10.1016/j.humov.2014.11.016>

- Lenetsky, S., Harris, N., & Brughelli, M. (2013). Assessment and contributors of punching forces in combat sports athletes: Implications for strength and conditioning. *Strength and Conditioning Journal*, 35(2), pp. 1-7.
- Lijewski, M., Burdukiewicz, A., Stachoń, A. & Pietraszewska, J. (2021). Differences in anthropometric variables and muscle strength in relation to competitive level in male handball players. *PLoS ONE*, 16, e0261141.
- Loturco, I., Nakamura, F.Y., Artioli, G.G., Kobal, R., Kitamura, K., Cal Abad, C.C., Franchini, E., Romano, F., Pereira, L.A., & Franchini, E. (2016). Strength and power qualities are highly associated with punching impact in elite amateur boxers. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 30, 109–116. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001075>
- Maguire, B. J., O'Meara, P., O'Neill, B. J. & Brightwell, R. (2017). Violence against emergency medical services personnel: A systematic review of the literature. *American Journal of Industrial Medicine*, 1–14. <https://doi.org/10.1002/ajim.22797>
- Martin-Delgado, M. A. (2020). The new SI and the fundamental constants of nature. *European Journal of Physics*, 41(6). <https://doi.org/10.1088/1361-6404/abab5e>
- Martinez, A. A., Chakravarty, A. B., & Quenneville C. E. (2018). The effect of impact duration on the axial fracture tolerance of the isolated tibia during automotive and military impacts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Feb;78:315-320. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.11.013>
- Malacko, J. (2009). Interaction between genetic and non-genetic potentials in the function of creation and development of sportsman individuality. [Interakcija genetskih i negenetskih potencijala u funkciji kreiranja i razvoja individualnosti sportaša]. *Sport Sci*, 2, 36–40.
- McGraw, K. O. & Wong, S. P. (1996). Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods*, 1, 30–46.
- McElhaney, J. H., Fogle, J.L., Melvin, J.W., Haynes, R.R., Roberts, V.L. & Nabih, M. A. (1970). Mechanical properties of cranial bone. *Journal of Biomechanics*, Volume 3, Issue 5, Pages 495-511, ISSN 0021-9290. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90059-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90059-X)
- Menčík, J. (2018). Rázy a vibrace. Základy mechaniky a zmírňování účinků. Univerzita Pardubice., s 132, 1. vyd. ISBN 978-80-7560-146-9
- Menzel, T. & Potthast, W. (2021). Validation of a Novel Boxing Monitoring System to Detect and Analyse the Centre of Pressure Movement on the Boxer's Fist. *Sensors*, 21, 8394. <https://doi.org/10.3390/s21248394>
- Meloun, M. & Militký, J. (2004). Statistická analýza experimentálních dat. Academia. ISBN 80-200-1254-0
- Merkunova, A. & Orel, M. (2013). Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory. Grada Publishing, a.s., Praha, ISBN 978-80-247-1521-6
- Moreira, S.P.V., de Paula, L. V. & Prieto, V. A. (2015). Segmental kick velocity is correlated with kick specific and nonspecific strength performance in a proximodistal sequence. *Archives of Budo*, 11: 271-283.
- Morgan, M. H., & Carrier, D. R. (2013). Protective buttressing of the human fist and the evolution of hominin hands. *Journal of Experimental Biology*, 216(2), 236-244. <https://doi.org/10.1242/jeb.075713>
- Muggenthaler, H., Hubig, M., Mall, G., Lessig, R. & Stiller, D. (2020). Injury pattern and the biomechanical assessment of skull fracture risk in blows with a rubber mallet. *Forensic Science International*, 312, 110303.
- Motherway, J. A., Verschueren, P., van der Perre, G., Vander Sloten, J., & Gilchrist, M. D. (2009). The mechanical properties of cranial bone: the effect of loading rate and cranial sampling position. *Journal of biomechanics*, 42 13, 2129-35.
- Miarka, B., Vecchio, Fabrício, B. D., Camey, S. & Amtmann, J. A. (2016). Comparisons: Technical-Tactical and Time-Motion Analysis of Mixed Martial Arts by Outcomes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, July - Volume 30 - Issue 7 - p 1975-1984. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001287>

- Mills, N. (2017). *Polymer Foams Handbook: Engineering and Biomechanics Applications and Design Guide*, Elsevier Science, Oxford.
- Nahum, A. M., Gatts, J. D., Gadd, C. W. & Danforth, J. P. (1968). Impact tolerance of the face and skull. In: *Proceedings of the 12th Stapp Car Crash Conference, Detroit*, pp 302–317.
- Náchodský, Z. (2006). *Nebojte se bránit*. Praha: Armex Publishing, ISBN 80-86795-43-8.
- Náchodský, Z. (1992). *Učebnice sebeobrany pro každého*. Praha, ISBN 80-85523-01-09.
- Nakayama, M. (1966). *Dynamic karate*. Tokyo: Kodansha Int. Ltd., ISBN 0-87011-788-2.
- Neto, O. P., Magini, M., Saba, M. M. F., & Pacheco, M. T. T. (2008). Comparison of force, power, and striking efficiency for a kungfu strike performed by novice and experienced practitioners: Preliminary analysis. *Perceptual & Motor Skills*, 106, 188–196. <https://doi:10.2466/PMS.106.1.188-196>
- Neto, O. P., Pacheco, M. T. T., Bolander, R., & Bir, C. (2009). Force, reaction time, and precision of kungfu strikes. *Perceptual and Motor Skills*, 109, 295–303. <https://doi:10.2466/PMS.109.1.295-303>
- Neto, O. P., Silva, J. H., Marzullo, A. C. D. M., Bolander, R. P., & Bir, C. A. (2012). The effect of hand dominance on martial arts strikes. *Human Movement Science*, 31, 824–833. <https://doi:10.1016/j.humov.2011.07.016>
- Nentwig, C., Steinhoff, S., Adamec, J., & Kunz, S. (2021). Head/skull injury potential of empty 0.5-l beer glass bottles vs. 0.33-l Coke bottles. *International Journal of Legal Medicine*, 135. <https://doi:10.1007/s00414-021-02562-7>
- Nuriye, K. B. & Esin, T. Ö. (2018). Anthropometric measurement of the hand. *East Journal of Medicine*. 23, 298–301.
- Omićević, D., Krdžalić, D., & Vrce, E. (2022). Metre convention is a root international system of units. [https://doi:10.1007/978-3-030-90055-7\\_43](https://doi:10.1007/978-3-030-90055-7_43)
- Osman, M., Pupic, D., & Baigent, N. (2017). How many slaps is equivalent to one punch? New approaches to assessing the relative severity of violent acts. *Psychology of Violence*, 7(1), 69.
- Ouergui, I., Hssin, N., Franchini, E., Gmada, N., & Bouhlel, E. (2013). Technical and tactical analysis of high level kickboxing matches. *International Journal of Performance Analyses in Sport*, 13, 294–309. doi:10.1080/24748668.2013.11868649
- Oyama, M. (1967). *Vital Karate*. Japan Publications trading company. Tokyo, San Francisco. Japan, ISBN 0-87040-143-2
- Parker, S. (2008). *Lidské tělo*. Czech edition, Praha. ISBN 978-80-242-2211-0.
- Pain, M. T. G., & Challis, J. H. (2002). Soft tissue motion during impacts: Their potential contributions to energy dissipation. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(3), 231–242.
- Pędzich, W., Mastalerz, A., & Urbanik, C. (2006). The comparison of the dynamics of selected leg strokes in taekwondo WTF. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 8, 83–90.
- Pekara, J. & Kolouch, P. (2016). *Urgentní medicína: časopis pro neodkladnou lékařskou péči*. Mediprax sr. s.r.o., roč. 19, č. 4, s. 34. ISSN 1212-1924.
- Perkins, P., Ja-mieson, A., Spratford, W. & Hahn, A. (2018). Evaluation of Ability of Two Different Pneumatic Boxing Gloves to Reduce Delivered Impact Forces and Improve Safety. *World Journal of Engineering and Technology*, 6, 457-491. <https://doi.org/10.4236/wjet.2018.62028>
- Pierce, J.D., Reinbold, K.A., Lyngard, B.C., Goldman, R.J. & Pastore, C.M. (2006). Direct measurement of punch force during six professional boxing matches. *Journal of Quantitative Analysis in Sports*, 2(2).



- Pribis, P., Burtneck, C. A., McKenzie, S. O. & Thayer, J. (2010). Trends in body fat, body mass index and physical fitness among male and female college students. *Nutrients*, 2, 1075–1085.
- Preuschl, E., Hassmann, M., & Baca, A. A. (2016). Kinematic Analysis of the Jumping Front-Leg Axe-Kick in Taekwondo. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15(1):92-101. Published 2016 Feb 23.
- Pineau, J., Filliard, J. R. & Bocquet, M. (2009). Ultrasound techniques applied to body fat measurement in male and female athletes. *Journal of Athletic Training*, 44, 142–147.
- Piezo vs. strain gauge. KISTLER [online]. Winterthur [cit. 2021-3-2]. Dostupné z: <https://www.kistler.com/en/glossary/term/piezo-vs-strain-gauge/>
- Potvin, J. R., Chiang, J., Mckean, C. & Stephens, A. (2000). A psychophysical study to determine acceptable limits for repetitive hand impact severity during automotive trim installation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 26(6), 625-637.
- Ramakrishnan, K. R., Wang, H., Shankar, K. & Fien, A. (2018). A new method for measurement and analysis of biomechanical energy delivered by kicking. *Sports Engineering*, 21, 53–62. <https://doi:10.1007/s12283-017-0244-z>
- Reguli, Z. (2005). Úpolové sporty, distanční studijní text. Brno: Masarykova univerzita, ISBN 80-210-3700-8.
- Reichard, A. A. & Jackson, L. L. (2010). Occupational injuries among emergency responders. *American Journal of Industrial Medicine*, 53:1–11.
- Renden, P. G., Savelsbergh, G. J. P., & Oudejans, R. R. D. (2017). Effects of reflex-based self-defence training on police performance in simulated high-pressure arrest situations. *Ergonomics*, 60(5), 669-679. <https://doi:10.1080/00140139.2016.1205222>
- Reichl, J. & Všetická, M. Encyklopedie fyziky. (2022). Dostupné z <https://fyzika.jreichl.com/>
- Rinaldi, M., Nasr, Y., Atef, G., Bini, F., Varrecchia, T., Conte, C., Chini, G., Ranavolo, A., Draicchio, F., & Pierelli, F. (2018). Biomechanical characterization of the Junzuki karate punch: indexes of performance. *European Journal of Sport Science*, 18(6), 796-805.
- Rousseau, P. & Hoshizaki, T.B. Defining the effective impact mass of elbow and shoulder strikes in ice hockey. *Sports Biomechanics*, 2015, 14:1, 57-67. <https://doi:10.1080/14763141.2015.1025236>
- Salarian, A. (2022). Intraclass Correlation Coefficient (ICC). MATLAB Central File Exchange.. Available online: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/22099-intra-class-correlation-coefficient-icc> (accessed on 13 May 2022).
- Šámal, O. (2016). Technická mechanika. Informatorium, s.r.o.,. 1. vyd. ISBN 978-80-7333-122-1
- Salaffi, F., Stancati, A., Silvestri, C. A., Ciapetti, A. & Grassi, W. (2004). Minimal clinically important changes in chronic musculoskeletal pain intensity measured on a numerical rating scale. *European Journal of Pain*, 8(4), 283-291. <https://doi:10.1016/j.ejpain.2003.09.004>
- Schneider, D. C. & Nahum, A. M. (1972). Impact studies of facial bones and skull. In: Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference, Detroit, pp 186–203.
- Špička, I. & Novák, J. (1971). Kapitoly o sebeobraně. Praha: Naše vojsko.
- Štoll, I., Tolar, J. & Jex, I. (2017). Klasická teoretická fyzika. 1. vyd. Praha: Charles University in Prague, Karolinum Press., ISBN 9788024635453.
- Spartacus, V., Shojaeizadeh, M., Raffault, V., Shoultz, J., van Wieren, K., & Sparrey, C. J. (2021). In vivo soft tissue compressive properties of the human hand. *PLoS ONE*, 16, e0261008.

- Špringrová, I. P., Ballyová, M., Tomková, Š. & Bendíková, E. (2019). Comparison of hand arches in athletes. AIP Conf. Proc., AIP Conference Proceedings 2186, 080010. <https://doi.org/10.1063/1.5137994>
- Smith, P. K. (1986). *Punching impact effect of the karate, boxing and the thumbless boxing glove*. Halifax, Canada, (J. Terauds, B. A. Gowitzke, L. E. Holt: Editors)
- Smith, M. S., Dyson, R. J., Hale, T. & Janaway, L. (2000). Development of a boxing dynamometer and its punch force discrimination efficacy. *Journal of Sports Sciences*, 18, 445-450.
- Svoboda, M., Soukup, J., Jelen, K., & Kubový, P. (2016). Measurement of force impact taekwondo athletes, assessing the possibility of injury of human head. *Procedia Engineering*, 136, 211-215.
- Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, s 52. ISBN 978 80 7414 399 1
- Shoukat, H. A., Rabail, M. I., Mirza, S., Inam, H., Toor, S. J. & Khan, S. J. (2020). "Comparing Two Types of Punches (Jab and Cross) On the Basis of Maximum Impact and Muscle Involvement," 2020 International Conference on Engineering and Emerging Technologies (ICEET), pp. 1-5, [https://doi:10.1109/ICEET48479.2020.9048191](https://doi.org/10.1109/ICEET48479.2020.9048191)
- Šiška, L., Broďáni, J., Štefanovský, M. & Todorov, S. (2016). Basic reliability parameters of a boxing punch. *Journal of Physical Education & Sport*, Mar, Vol. 16 Issue 1, p241-244. 4 p.
- Sivco, P., Plancikova, D., Melichova, J., Rusnak, M., Hereitova, I., Beranek, V., Cibulka, R. & Majdan, M. (2023). Traumatic brain injury related deaths in residents and non-residents of 30 European countries: a cross-sectional study. *Scientific Reports*, 13, 7610 (2023). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-34560-7>
- Šteinbach, M., Šlesinger, R., Zimmermann, M., Bílek, M. & Hlaváčová, K. (2019). *Zákon o Policii České republiky. Komentář*. 1. vyd., ISBN 978-80-759-8193-6.
- Tay, G. K., Abd Rahman, A. R., Kenneth, F., Qin Xiang, N. & Shalini, A. (2021). Self-reported incidence of verbal and physical violence against emergency medical services (EMS) personnel in Singapore, *Australasian Emergency Care*, Volume 24, Issue 3, Pages 230-234, ISSN 2588-994X. <https://doi.org/10.1016/j.auec.2020.09.001>
- Taylor, A., Murray, R., Shepler, L. & Davis, A. (2017). Mitigation of Occupational Violence to Firefighters and EMS Responders, [on-line], Drexel University Dornsife School of Public Health Department of Environmental and Occupational Health, <https://www.hsdl.org>.
- Tintinalli, J. E. (1993). Violent patients and the prehospital provider. *Annals of Emergency Medicine*, 22(8), 1276-1279. [https://doi:10.1016/S0196-0644\(05\)80106-4](https://doi.org/10.1016/S0196-0644(05)80106-4)
- Tong-Iam, R., Rachanavy, P. & Lawsirirat, C. (2017). Kinematic and kinetic analysis of throwing a straight punch: The role of trunk rotation in delivering a powerful straight punch. *Journal of Physical Education and Sport*, 17(4), 2538-2543.
- Tomin, M. & Kmetty, Á. J. Polymer foams as advanced energy absorbing materials for sports applications—A review. *Journal of Applied Polymer Science*. 2022, 139(9), e51714. <https://doi.org/10.1002/app.51714>
- Tomin, M. & Kmetty, Á. (2021). Evaluating the Cell Structure-Impact Damping Relation of Cross-Linked Polyethylene Foams by Falling Weight Impact Tests, *Journal of applied polymer science*, 138, 49999, doi:10.1002/app.49999.
- Tsou, J. Y., Kao, C. L., Hong, M. Y., Chang, C. J., Su, F. C. & Chi, C. H. (2021). How does the side of approach impact the force delivered during external chest compression? *The American Journal of Emergency Medicine*, 48, 67–72.
- Unterharnscheidt, F. J. (1975). Injuries due to boxing and other sports. In: Vinken PJ, Bruyn GW, eds. *Handbook of clinical neurology*. 23. Amsterdam: North Holland, :527-93.

- Vagner, M., Cleather, D., Kubovy, P., Hojka, V. & Stastny, P. (2022). Kinematic Determinants of Front Kick Dynamics Across Different Loading Conditions. *Military Medicine*, 187(1-2): e147-e153. <https://doi:10.1093/milmed/usaa542>
- Vagner, M., Thiel, D., Jelen, K., Tomsovsky, L., Kubovy, P. & Tufano, J.J. (2018). Wearing ballistic and weighted vests increases front kick forces. *Archives of Budo*, 14, 231-237.
- Vences Brito, A. M., RodriguesFerreira, M. A., Cortes, N., Fernandes, O., & Pezarat – Correia, P. (2011). Kinematic and electro myo graphic analyses of a karate punch. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21, 1023–1029. doi:10.1016/j.jelekin.2011.09.007
- Vít, M., Reguli, Z., & Chvátalová, J. (2012). Základy osobní sebeobrany. Multimediální elektronický výukový materiál. 1. vydání. Vydala Masarykova univerzita, Brno. Publikováno na Elportále, ISSN 1802-128X, ISBN 978-80-210-5784-5
- Vit, M., Houdek, M. & Sebera, M. (2019). Reaction time and stress tolerance of police officers in specific and non-specific tests in professional self-defence training. *Physical Activity Review*, 7, 193-200. <https://doi:10.16926/par.2019.07.23>
- Vila, H. & Ferragut, C. (2019). Throwing speed in team handball: A systematic review. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 19, 724–736.
- Wasik, J. & Góra, T. Impact of target selection on front kick kinematics in taekwondo–pilot study. *Physical Activity Review*, 2016, 4, 57–61.
- Wąsik, J. & Shan, G. (2015). Kinematics of the turning kick – measurements obtained in testing well-trained taekwon-do athletes. *Archives of Budo*, 11: 61-67.
- Wąsik, J. (2011). Kinematic analysis of the side kick in Taekwon-do. *Acta of bioengineering and biomechanics*, Wrocław University of Technology. 13. 71-5.
- Wasik, J. (2009). Chosen aspects of physics in martial arts. *Archives of Budo*, 5, 11–14.
- Walker, J. D. (1975). "Karate Strikes." *American Journal of Physics*, 43: 845-849. <https://doi.10.1119/1.9966>
- Walilko, T. J., Viano, D.C. & Bir, C.A. (2005). Biomechanics of the head for olympic boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 710–719. <https://doi:10.1136/bjism.2004.014126>
- Wilk, S. R. (1977). A Biomechanical study of a karate strikes. Department of physics. Massachusetts institute of technology.
- Wilk, S. R., McNair, R. E. & Field, M. S. (1983). The physics of karate. *American Journal of Physic*, 51, 783–790.
- Worsey, M. T. O., Espinosa, H. G., Shepherd, J. B. & Thiel, D. V. (2019). Inertial sensors for performance analysis in combat sports: A systematic review. *Sports*, 7(1). <https://doi:10.3390/sports7010028>
- Zháněl. J., Hellebrandt, V., & Sebera, M. (2014). Metodologie výzkumné práce. Masarykova univerzita, 1. vyd. ISBN 978-80-210-6696-0

## 9. Seznam obrázků, tabulek a schémat

### Obrázky

- Obrázek 1: Veličina síly (pro potřeby mechaniky) v systému SI (21)
- Obrázek 2: Fáze konfliktu (35)
- Obrázek 3: Vymezení sebeobrany vůči ostatním systémům (36)
- Obrázek 4: Diagram bojových systémů (37)
- Obrázek 5: Základní stavba kostry horní končetiny (43)
- Obrázek 6: Základní anatomické směry na horních končetinách v základní anatomické poloze, anatomické směry na ruce (43)
- Obrázek 7: Roviny lidského těla a) rovina sagitální, b) rovina frontální, c) rovina transverzální, složky síly (45)
- Obrázek 8: Přehled skeletu horní končetiny (46)
- Obrázek 9: Kostra ruky (46)
- Obrázek 10: Kloub ramenní (48)
- Obrázek 11: Kloub loketní: humeroradiální, humeroulnární, proximální radioulnární (48)
- Obrázek 12: Klouby ruky radiokarpální, mediokarpální, karpometakarpové (CM), metakarpofalangové (MP), interfalangové (IP) (49)
- Obrázek 13: Celkový přehled svalů horní končetiny (50)
- Obrázek 14: Sled pohybových akcí (51)
- Obrázek 15: Průměrná rychlost pro skupinu úderů (58)
- Obrázek 16: Průměrná impaktní síla pro skupinu úderů (58)
- Obrázek 17: Schéma měřicí aparatury nepřímého zjištění síly (60)
- Obrázek 18: Schéma měřicí aparatury přímého zjištění síly (63)
- Obrázek 19: Měření pohybové akce úderu horní končetinou v kleku (63)
- Obrázek 20: Výsledky mezi třemi typy úderu (kN) (64)
- Obrázek 21: Porovnání  $F_{peak}$  přímého úderu a úderu dlaní s předchozími studiemi v postoji (65)
- Obrázek 22: Pravděpodobnost překročení prahu síly 5,1 kN pro tři typy úderu a regiony kostní tkáně lebky (65)
- Obrázek 23: Schéma měřicí aparatury (67)
- Obrázek 24: Měření tří typů úderu a celkový pohled na pracoviště (68)
- Obrázek 25: Výsledky velikosti plochy pro tři typy úderu (69)
- Obrázek 26: Experimentální zařízení pro pádovou zkoušku (71)
- Obrázek 27: Údaje o síle, čase a posunu během nárazu (73)
- Obrázek 28: Výsledky testu dopadu padajícím závažím pro každou testovací podmínku a lineární regrese pro každou tloušťku ochranné pěny (75)
- Obrázek 29: Rozdíly síly v závislosti na počtu vrstev a opakování (76)
- Obrázek 30: Schéma měřicích aparatur (81)
- Obrázek 31: Celkový pohled na pracoviště (81)
- Obrázek 32: Schéma nosné platformy (83)

Obrázek 33:	Celkový pohled na systém (83)
Obrázek 34:	Detail uchycení nosného systému na stěně, detail uchycení desky v nosném systému (83)
Obrázek 35:	Signál úderu a porovnání frekvence signálu (84)
Obrázek 36:	Úprava platformy Podokam (86)
Obrázek 37:	Určení časového intervalu impulsu (91)
Obrázek 38:	Zpracování obrazových dat (92)
Obrázek 39:	Porovnání technik (kN) s pohlavím a úrovní zkušeností (97)
Obrázek 40:	Porovnání úrovně zkušeností s technikou, pohlavím (kN) (99)
Obrázek 41:	Porovnání techniky (impuls, Ns) podle pohlaví, úrovně zkušeností (101)
Obrázek 42:	Porovnání úrovně zkušeností s technikou (impuls, Ns), pohlavím (103)
Obrázek 43:	Pravděpodobnosti sil (%) pro pohlaví a tři techniky (104)
Obrázek 44	Pravděpodobnost (%) přesažení 5,1 kN pro obě pohlaví a všechny techniky, úrovně zkušeností (105)
Obrázek 45	Porovnání techniky (kontaktní plocha, cm <sup>2</sup> ) podle pohlaví, úrovně zkušeností (108)
Obrázek 46	Porovnání úrovně zkušeností s technikou (kontaktní plocha, cm <sup>2</sup> ), pohlavím (110)
Obrázek 47	Porovnání techniky (tlak, MPa) podle pohlaví, úrovně zkušeností (112)
Obrázek 48	Porovnání úrovně zkušeností s technikou (tlak, MPa), pohlavím (113)
Obrázek 49	Pravděpodobnosti dosažení hranice tlaku (MPa) do 50 MPa (114)
Obrázek 50	Ukázka variability ve třech po sobě snímaných pokusech jednoho subjektu pro techniku direkt v originálním zápisu z měření (141)

## Tabulky

Tabulka 1	Vybrané bojové systémy (36)
Tabulka 2	Charakteristika bojových systémů (37)
Tabulka 3	Základní anatomické směry na horních končetinách v základní anatomické poloze (44)
Tabulka 4	Celkové výsledky experimentu nepřímého zjištění síly (61)
Tabulka 5	Ekvivalent průměru disku (mm) pro tři techniky (68)
Tabulka 6	Procentuální nárůst síly v závislosti na počtu vrstev a opakování (77)
Tabulka 7	Popis probandů (průměr±směrodatná odchylka (minimum; maximum) (80)
Tabulka 8	Rozdělení úrovně zkušeností (80)
Tabulka 9	Celkové výsledky pro všechny sledované předpoklady (94)
Tabulka 10	Porovnání techniky (síla, N) podle pohlaví, úrovně zkušeností (95)
Tabulka 11	Interkorelační koeficient (ICC) pro tři techniky a sílu (96)
Tabulka 12	Korelace hodnoty síly (N) a antropometrických parametrů (96)
Tabulka 13	Hodnoty p post hoc testů (síla) (98)
Tabulka 14	Korelace hodnoty impulsu a antropometrických parametrů (100)
Tabulka 15	Porovnání techniky (impuls, Ns) podle pohlaví, úrovně zkušeností (100)

Tabulka 16	Hodnoty p post hoc testů (impuls) (102)
Tabulka 17	Pravděpodobnost (%) přesažení 5,1 kN (104)
Tabulka 18	Parametr B Rayleigho rozdělení pravděpodobnosti (105)
Tabulka 19	Porovnání techniky (kontaktní plocha, cm <sup>2</sup> ) podle pohlaví, úrovně zkušeností (106)
Tabulka 20	Interkorelační koeficient (ICC) pro tři techniky a kontaktní plochu (106)
Tabulka 21	Počet s C > 30% (107)
Tabulka 22	Korelace úderové plochy s výškou, hmotností a věkem pro jednotlivé techniky (107)
Tabulka 23	Hodnoty p post hoc testů (plocha) (109)
Tabulka 24	Porovnání techniky (tlak, MPa) podle pohlaví, úrovně zkušeností (111)
Tabulka 25	Parametr B Rayleigho rozdělení pravděpodobnosti (113)
Tabulka 26	Výsledky pro Hypotézu 1 (115)
Tabulka 27	Porovnání techniky (netlumená síla, N) podle pohlaví, úrovně zkušeností (121)
Tabulka 28	Shrnutí kvalitativní komparace (139)

### **Schémata**

Schéma 1	Analýza dosavadního poznání a dílčí experimenty disertačního projektu (56)
Schéma 2	Protokol měření (87)
Schéma 3	Perspektiva aplikace výsledků (147)

## 10. Přílohy

### Příloha č. 1

*Základní přehled fyzikálních veličin pro popis mechanických charakteristik úderu*

Dimenze	Název	Symbol	jednotka
<b>Základní jednotky</b>			
Délka (l)		m	metr
Čas (t)		s	sekunda
Hmotnost (m)		kg	kilogram
<b>Odvozené jednotky</b>			
Síla (F)	newton	N	kg m/s <sup>2</sup>
Impulz (I)		Ns	Ns
Hybnost (P)		kg m s <sup>-1</sup>	kg m s <sup>-1</sup>
Tlak (p)	pascal	Pa	N/m <sup>2</sup> nebo kgm <sup>-1</sup> s <sup>-2</sup>
Výkon (W)	watt	W	J/s or Nm/s nebo kgm <sup>2</sup> s <sup>-3</sup>
Energie (E)	joule	J	Nm nebo kgm <sup>2</sup> s <sup>-2</sup>
Rychlost (v)	metr za sekundu	za m/s	ms <sup>-1</sup>
Zrychlení (a)	metr za sekundu druhou	za m/s <sup>2</sup> na	ms <sup>-2</sup>
Frekvence (f)	hertz	Hz	s <sup>-1</sup>
Elektrický náboj (Q)	coulomb	C	As

(Howells, 2011)

#### 1.1 Délka

Délka (l, m), kde 1 metr je vzdálenost, kterou urazí světlo ve vakuu v časovém intervalu 1/299 792 458 sekundy (Howells, 2011).

#### 1.2 Čas

Čas (t, s), kde 1 sekunda je doba trvání 9 192 631 770 period záření, které odpovídá přechodu mezi dvěma hladinami velmi jemné struktury základního stavu atomu cesia 133 (Howells, 2011).

#### 1.3 Hmotnost

Hmotnost (m, kg), kde 1 kilogram je hmotnost mezinárodního prototypu kilogramu (Sevres, Francie), normál ze slitiny platiny a iridia (Gasha & Pflanz, 2008) a od roku 2019 je definována fixací číselné hodnoty Planckovy konstanty.

Hmotnost („mass“ – je nezávislá) je mírou setrvačnosti tělesa s jednotkou kg a není totéž co tíha („weight“ – je závislá). Ta je fyzikální veličinou vyjadřující sílu, kterou působí těleso

v gravitačním poli na podložku nebo závěs. Tíha představuje výsledek gravitační síly a setrvačné síly tělesa. Je daná gravitačním polem Země, odstředivou silou způsobenou zemskou rotací a také slapovými silami. Ty jsou ale zanedbatelné. Působí ve svislém směru a má jednotku Newton. Gravitační síla urychluje těleso směrem k Zemi rychlostí  $9,81 \text{ m/s}^2$ . Toto gravitační zrychlení na povrchu zemské koule je pevné, respektive závisí na geografické šířce, nadmořské výšce a nepatrně i na lokální hustotě hornin pod povrchem a nemění se s hmotností tělesa. Tíha hmotnosti 1 kg předmětu na Zemi je dána vztahy:

$$F = ma$$

$$F = 1 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ ms}^{-2}$$

$$F = 9,81 \text{ N (Howells, 2011)}$$

V hodnocení mechanických vlastností úderu je často reportován setrvačný příspěvek sportovce v rámci hybnosti při dopadu úderu v cíli, označovaný jako „efektivní hmotnost úderu“. Čím větší je efektivní hmotnost (například čím více segmentů atlet zapojí do pohybu), tím větší je přenesená hybnost při dopadu úderu (Lenetsky et al., 2015). Protože nebyl ujednocen výpočet efektivní hmotnosti (Lenetsky et al., 2015), v literatuře lze zjistit několik přístupů k jeho určení. Walilko et al. (2005) uvádí vztah:

$$m_e V_p = (m_h + m) V_h$$

kde  $m_h$  je efektivní hmotnost ruky,  $V_p$  je rychlost úderu,  $V_h$  je rychlost hlavy (Hybridu) a  $m$  je hmotnost této hlavy (Lenetsky et al., 2015).

Neto et al. (2008) uvádí vztah:

$$m_e = \frac{m_b S_{bf}}{S_{hi}(1 + e) - S_{bf}}$$

kde  $e$  je koeficient restituce pro dopadový cíl – míč,  $m_b$  je hmotnost míče,  $S_{hi}$  je rychlost ruky před dopadem,  $S_{bf}$  je rychlost míče po dopadu (Lenetsky et al., 2015).

Neto et al. (2012) definuje efektivní hmotnost jako impuls dělený rychlostí ruky před dopadem.



## 1.4 Síla

Síla ( $F$ ,  $N$ ) je vektorová veličina, projevující se statickými a dynamickými účinky. To znamená, že je příčinou deformace těles a je také příčinou změny pohybového stavu tělesa. Sílu lze definovat absolutní hodnotou, směrem, smyslem a lze ji rozložit do složek zvoleného souřadnicového systému s pomocí směrových úhlů. K vyšetření silového působení na lidské tělo se používají základní Newtonovy zákony (Čapek et al., 2018), kde klíčový je 2. zákon síly: Síla je rovna změně hybnosti (tj. součinu hmotnosti a rychlosti) tělesa za jednotku času.

$$F = ma \text{ (Gasha \& Pflanz, 2008)}$$

Měření síly je možné provést jen nepřímo a to s pomocí jejích deformačních účinků (měření síly se převádí na měření výchylky - délky nebo úhlu) nebo s pomocí vyvolaných změn elektromagnetických vlastností prostředí (měření síly se převádí na měření elektrického proudu nebo elektrického napětí) (Gasha & Pflanz, 2008).

1 Newton je síla, která udělí tělesu o hmotnosti 1 kg zrychlení 1  $m/s^2$ . 1 Newton je zároveň 1/10 (1/9,806 65) síly, kterou působí zemská přitažlivost na těleso o hmotnosti 1 kg v místě, kde je standardní tíhové zrychlení a místa ležící na stejné rovnoběžce (9,806 65  $m / s^2$ ) (Gasha & Pflanz, 2008). S problematikou zjištění síly úderu souvisí také **Deformace**, což je tvarová změna vyvolaná působením síly.

## 1.5 Impulz

Impulz ( $I$ ,  $Ns$ ) je součin síly a času a rovná se změně hybnosti.

$$I = F t$$

Není-li síla po celou dobu svého působení konstantní a mění se v čase, vztah se vyjádří s pomocí integrálu ze síly v čase od  $t_1$  do  $t_2$ :

$$I = \int_{t_1}^{t_2} F dt \text{ ( Gasha \& Pflanz, 2008; Eager et al., 2016)}$$

## 1.6 Hybnost

Hybnost tělesa ( $P$ ,  $\text{kg ms}^{-1}$ ) je vektorová veličina dána součinem jeho hmotnosti a okamžité rychlosti:

$$P = m v \text{ (Gasha \& Pflanz, 2008; Howells, 2011)}$$

## 1.7 Tlak

Tlak ( $p$ , Pa) je druh mechanického namáhání, vyjadřující poměr velikosti síly, která působí kolmo na rovinnou plochu. 1 Pascal (Pa) je tlak vyvolaný rovnoměrně rozloženou, kolmou silou 1 Newtonu (1 N) působící na plochu 1 čtverečního metru ( $1 \text{ m}^2$ ).

$$p = F/S$$

Jelikož kostní tkáň vlivem působení síly prochází deformací s následkem napětí nebo tlaku (Beneš, 2015), výpočet tlaku je významným ukazatelem účinku úderu na lidskou tkáň. Pakliže jsou hodnoty tlaku zjištěny výpočtem, je třeba znát **Obsah**, tedy plochu ( $S$ ,  $\text{m}^2$ ), což je geometrická veličina vyjadřující míru jako charakteristiku velikosti dvojrozměrné části prostoru (Gasha & Pflanz, 2008). Čtvereční metr je plošný obsah čtverce o straně 1 metru. V reportovaných designech měření úderu (Svoboda et al., 2016; Droščák, 2017) je velikost kontaktní plochy úderu vyjádřena v jednotkách centimetr čtvereční ( $\text{cm}^2$ ).

## 1.8 Práce

Práce ( $W$ , J) je účinek působení síly na těleso. Jestliže se na těleso působí silou ( $F$ ) po dráze ( $s$ ), potom dojde k vykonání mechanické práce.

Pakliže konstantní síla působí ve stejném směru jako pohyb tělesa, platí:

$$W = F s$$

Pakliže síla je konstantní a působí ve směru tělesa určeném úhlem alfa od směru pohybu tělesa mezi jeho polohami  $s_1$  do  $s_2$  platí:

$$W = F (s_2 - s_1) \cdot \cos \text{ alfa. (Šámal, 2016)}$$

## 1.9 Energie

Energie má několik forem. V pohybové akci úderu, končetina představuje pohybující se těleso s nasbíranou kinetickou energií, která může uvést do pohybu jiné těleso nebo jej zdeformovat. Tato schopnost konat práci je pohybovou, kinetickou energií ( $E_k$ , J). Je-li těleso v klidu, má nulovou kinetickou energii:

$$E_k = \frac{1}{2} mv^2 \text{ (Gasha \& Pflanz, 2008)}$$

## 1.10 Rychlost

Rychlost ( $v$ ,  $m \cdot s^{-1}$ ) je charakteristikou pohybu, která sděluje změnu polohy tělesa v čase. Rychlost je vektorová veličina určena velikostí, směrem a smyslem (Howells, 2011).

## 1.11 Zrychlení

Zrychlení ( $a$ ,  $m \cdot s^{-2}$ ) je míra změny rychlosti. Je to vektorová veličina určená velikostí, směrem a smyslem. Posouvající se těleso, jehož rychlost se mění o stejnou hodnotu ve stejných časových obdobích, se pohybuje rovnoměrným zrychlením (Howells, 2011).

## 1.12 Frekvence

Perioda ( $T$ ) je doba, za kterou se periodicky, harmonicky kmitající systém vrátí do původního stavu (doba kmitu). Frekvence ( $f$ ) je počet kmitů  $n$  za jednotku času a je převrácenou hodnotou periody  $T$ :

$$f = n/t = 1/T$$

(Gasha & Pflanz, 2008)

## 1.13 Elektrický náboj

Elektrický náboj ( $Q$ , C) představuje množství náboje, který projde kolmým průřezem elektrického vodiče s proudem 1 ampér za 1 sekundu. Ampér je jednotkou proudu a 1 Coulomb je definován právě jako náboj přenesený takovým 1 A za 1 sekundu.

$$1 \text{ C} = 1 \text{ As (Ampérsekunda)}$$

Piezelektrické měření síly úderu (například silové desky) je založené na detekci elektrického náboje ve spojení s piezelektrickým materiálem.

## Příloha č. 2

Výsledky mechanických charakteristik úderů v reportovaných studiích (maximální síla  $F_{max}$  (N), průměrná síla  $F_{mean}$  (N), maximální rychlost  $v_{max}$  (m/s), průměrná rychlost  $v_{mean}$  (m/s), maximální zrychlení  $a_{max}$  (m/s<sup>2</sup>), průměrné zrychlení  $a_{mean}$  (m/s<sup>2</sup>), gravitační zrychlení (g), hmotnost (kg), prahové napětí lomu materiálu  $p$  (N/m<sup>2</sup>)

Author	Probandi n, (pohlaví); věk ± SD (y); výška ± SD (m); BM ± SD (kg); zkušenosti; další specifikace	Hlavní cíl studie	Měřený parametr	Hlavní výsledek
Walker, 1975	Atleté karate; úroveň černého pásu	Analýza staticko mechanické odolnosti (prahová síla $F_p$ ) materiálů s následnou zátěžovou zkouškou demonstrace karate (1.borovicová deska 1x20x30, 2.cihla 4x10x20).	Úder malíkovou hranou ruky “hand chop”	Práh lomu desky = $7 \times 10^7$ N/m <sup>2</sup> 1. $F_p$ = 3111N Práh lomu cihly = $6 \times 10^6$ N/m <sup>2</sup> , 2. $F_p$ = 3200N
Wilk, 1977	1 (bez specifikací); 173 cm, 89,4 kg, atlet karate	Analýza staticko mechanické odolnosti (minimální prahová síla $F_p$ ) materiálů s následnou zátěžovou zkouškou demonstrace karate (1. deska bílá borovice 28x15x1,9, 2. blok beton 4x19x36).	Úder karate	Dřevo 1. $F_p$ = 680N  Beton 2. $F_p$ = 3400N
Feld et al., 1979		Analýza staticko mechanické odolnosti (minimální prahové napětí $F_p$ ) materiálů s následnou zátěžovou zkouškou demonstrace karate (1.deska borovice 28x15x1,9, 2. blok beton 40x19x4).		Práh lomu dřevo = $3,6 \times 10^6$ N/m <sup>2</sup> Práh lomu beton = $4,5 \times 10^6$ N/m <sup>2</sup> Kinematické měření $F_p$ = 2400 – 2800 N. Statické zkoušky 1. $F_p$ = 670 2. $F_p$ = 3100
Smith, 1983	15 (muži); 24.90 ± 6.40; 1.73 ± 7.75, 72.85 ± 12.50; mix; 5 bílý pás, 5 zelený pás, 5 černý pás systému karate	Stanovení rychlosti pěsti a výsledné hybnosti pytle při úderu subjekty různé úrovně dovedností, při použití různého typu rukavic.	Direkt	$v_{mean}$ 11.5 m/s
Atha et al., 1985	1 (muž); (N/R); (N/R); (N/R); profesionál; boxer Franko Bruno	Analýza rychlosti dopadu a maximální síly pro úder pěsti.	Direkt	$F_{max}$ 4096.0 N $a_{max}$ 90.0 m/s/s $v_{max}$ 8.9 m/s
Chiu et al., 1999	12 (8 muži, 4 ženy); (N/R); (N/R)1.69; (N/R) 64.40; (N/R); ROC Národní karate tým z roku 1998 Bankok Asijské hry	Analýza reakčního času, rychlosti útoku a síly úderu pro úder pěsti karate.	Gyaku Zuki (křížový úder)  Oi Zuki (direkt)	$v_{mean}$ 14.7 m/s $g_{mean}$ 57.4 g  $v_{mean}$ 10.6 m/s $g_{mean}$ 57.7 g
Dyson et al., 2005	6 (muži); 24.60 ± 3.30; 1.82 ± 0.05; 73.30 ± 19.00; (N/R); soutěžní amaterský box	Analýza síly úderu pro přímé úderu pěsti.	Direkt	$F_{max}$ 4236.0N
Walilko et al., 2005	7 (muži); (N/R); (N/R); (N/R) 48-109 kg; profesionálové; Olympijští boxeři	Analýza síly a rychlosti úderu pro biomechaniku hlavy při úderech a rizicích zranění.	Direkt	$F_{max}$ 4741.0 N $F_{mean}$ 3427.0 N $v_{max}$ 13.4 m/s $v_{mean}$ 9.1 m/s $g_{mean}$ 58.0g

Cesari et al., 2007	12; 30.50 ± 6.0;(N/R); (N/R); mix; Karate atleti, 3 dan (n=6) počet let praxe 21 ± 5; začátečníci (n = 6)	Analýza centra tlaku a kinematická analýza horní končetiny pro různé úrovně zkušeností.	Tate Zuki	vmax 7.8 m/s vmean 6.5 m/s
Neto et al., 2008	13 (muži); 23.50 ± 6.10; 1.71 ± 0.08; 67.80 ± 4.74; mix; Yau Man Kung fu atleti s různou úrovní zkušeností	Analýza síly a účinku úderu dlaní s různou úrovní zkušeností.	Úder dlaní	Fmean 355.0 N
Bolander et al., 2009	13 (10 muži, 3 ženy); (N/R); (N/R); (N/R); Moy Tung Ving Tsun bojovní umělci	Analýza vztahu mezi zrychlením a silou v rámci různých úderových podmínek.	Kungfu úder	Fmean 736.0 N
Neto et al., 2009	13 (10 muži, 3 ženy); (N/R); 1.69 ± 0.01; 68.40 ± 7.30; (N/R); Moy Tung Ving Tsun bojovní umělci	Porovnání síly, přesnosti a reakčního času pro dva typy úderu.	Kung fu úder Úder dlaní	Fmax 1226.0 N Fmean 837.0N Fmax 1549.0 N Fmean 930.0 N
Gianino, 2010	Studenti střední školy (N/R for all)	Analýza kinematiky a dynamiky pro techniky karate.	Gyaku Zuki (křížový úder)  Oi Zuki (direkt)	amax 63.0 m/s/s vmax 13.0 m/s  amax 49.0 m/s/s vmax 10.0 m/s
Daimaruya et al., 2011	není reportováno	Analýza staticko mechanické odolnosti (prahová síla $F_p$ ) materiálů s následnou zátěžovou zkouškou demonstrace karate (betonový blok 5x10x50).	Shutohuchi (sword hand – úder hranou ruky) Tettsui-uchi (kladivový úder)	$F_p = 3,9 - 4,5$ kN
Čepulénas et al., 2011	10 (muži); 22.50 ± 3.38; 1.79 ± 7.70; 71.87 ± 15.18; profesionálové; elitní atleti boxu	Analýza dopadu tréninkové intervence, analýza vlivu fyzického tréninku na změny v ukazatelích kondice sportovců.	Direkt Hák Zvedák	mmax 253.0kg mmax 297.0kg mmax 303.0kg
Neto et al., 2012	7 (4 muži, 3 ženy); 27.00 ± 6.00; (N/R); (N/R); (N/R); Kung fu bojovní umělci	Vyšetření rozdílů mezi úderem dlaní z různého postroje a dominantní a nedominantní rukou.	Úder dlaní	Fmax 1883.6 N Fmean 1706.1 N vmax 5.8 m/s vmean 5.5 m/s
Chadli et al., 2014	11 (male); 23.50 ± 0.50; 1.79 ± 0.01; 77.36 ± 11.06; (N/R); Amaterští atleti boxu	Prezentace analyzátoru úderu pro boxery.	Direkt	Fmax 1162.0 N Fmean 989.0 N amax 296.0 m/s/s amean 258.0 m/s/s gmean 30.2g
Daniel et al., 2014	10 (muži); (N/R) 21-23; (N/R) 1.68 -1.84; (N/R) 63 - 86; (N/R); atleti karate	Analýza plantárního tlaku a rychlosti provedení úderu.	Gyaku Zuki  Kizame Zuki	vmean 8.2m/s  vmean 6.8 m/s
Cheraghi et al., 2014	8 (muži); 20.40 ± 2.10; 1.77 ± 8.50; 70.40 ± 16.80; profesionálové; elitní boxeři amaterské ligy	Analýza biomechanických parametrů hlavy a dalších segmentů těla v průběhu přímého úderu.	Direkt	vmax 9.4 m/s vmean 7.8 m/s
Svoboda et al., 2015	1 (muži); (N/R); (N/R); (N/R); (N/R); atleti Taekwondo	Analýza dopadové síly pro přímý úder.	Direkt	Fmax 2292.0 N Fmean 2151.0 N vmax 8.4 m/s vmean 8.0 m/s
Kimm et al., 2015	16 (10 muži, 6 ženy); (N/R) 27; 1.74 ± 24.00; (N/R); mix; boxeři s různou úrovní zkušeností	Analýza rychlosti ruky v průběhu úderu po přímce.	Direkt	vmean 8.1m/s
House et al., 2015	22 (17 muži, 5 ženy); 23.55 ± 3.20; (N/R); (N/R); začátečníci; (N/R)	Analýza faktorů, které souvisejí s impaktní silou úderu.	Direkt	Fmax 475.2 N Fmean 238.7 N vmax 8.1 m/s

vmean 7.0 m/s

Bružas et al., 2015	8 (muži); 22.30 ± 2.50; 1.79 ± 0.06; 71.70 ± 9.60; (N/R); Atleti amaterské ligy boxu	Analýza efektu 4 týdenního cyklu plyometrického tréninku s externí zátěží na provedení úderu.	Direkt Hák Zvedák	mmax 300.0 kg mmax 300.0 kg mmax 400.0 kg
Loturco et al., 2016	15 (9 muži, 6 ženy); 25.9 ± 4.7; 1.72 ± 0.10; 64.56 ± 12.10; (N/R); Atleti amaterské ligy boxu	Analýza vztahu mezi dopadem úderu a proměnnou síly.	Direkt	Fmean 1152.2 N
Šiška et al., 2016	12 (4 muži, 8 ženy) 20.6 ± 4.4; 170.8 ± 8.4; 67.6 ± 10; průměr zkušeností v boxu 2.6 ± 1.6 let.	Verifikace reliability diagnostického nástroje Box check.	Direkt	Interval všech výsledků F = 651 – 6900 N
Halperin et al., 2016	15 (7 muži, 8 ženy); 26.00 ± 3.00 (N/R); 69.00 ± 9.00; mix; středně pokročilý soutěžící v boxu, kick boxu	Analýza efektu různých instrukcí na provedení úderu.	Direct Hák	*2.5 N/kg *3.1 N/kg
Busko et al., 2016	48 (21 muži, 27 ženy); 17.30 ± 1.60; 1.72 ± 5.85; 66.10 ± 10.35; (N/R); atleti boxu a taekwonda;	Analýza síly úderů a kopů ve vztahu k reakčnímu času.	Direkt	Fmean 1592,5N
Pierce et al., 2016	12 (muži); (N/R) 18-36; (N/R); (N/R) 59.0-99.8; profesionálové; boxeři	Analýza síly úderu v profesionálním boxerském zápase.	Direkt	Fmax 5358.0 N Fmean 1149.0 N
Tong-Iam et al., 2017	3 (muži); (N/R) 22-24; 1.63 ± 7.00; 60.57 ± 3.93; profesionálové; Muai Thai šampióni	Analýza role rotace trupu v provedení přímého úderu.	Direkt	Fmax 1605.0 N Fmean 1323.3 N vmax 6.6 m/s vmean 6.3 m/s
De Souza & Marques, 2017	8 (muži); 20.25 ± 4.13; 1.74 ± 0.04; 72.41 ± 9.62; profesionálové; úroveň černého pásu se zkušeností 7.64 ± 4.33 y	Analýza maximální impaktní síly, vztah mezi antropometrií (věk) a biomechanickými proměnnými.	Gyaku Zuki	Fmax 2314.5 N Fmean 1812.0 N
Bingul et al., 2017	9 (muži); 19.33 ± 2.11; 1.74 ± 3.79; 66.00 ± 6.62; profesionálové; elitní boxerští atleti	Analýza efektu impaktní síly a kinematických indikátorů v boxu pro různé postoje.	Direkt	Fmean 1987.4 N amean 424.6 m/s/s vmean 5.3 m/s
Halperin et al., 2017	13 (muži); 25.00 ± 5.00; (N/R); 74.00 ± 10.00; (N/R); elitní a amatérští atleti kick box	Analýza vlivu pořadí úderu na rychlost a sílu úderu.	Direkt	Fmax 3000.0 N vmax 14.0 m/s
Rinaldi et al., 2018	9 (7muži, 2 ženy); 22.90 ± 8.90; 1.72 ± 10.80; 64.50 ± 9.60; profesionálové ; atleti karate od 2. Do 5. danu	Analýza kinematických, kinetických a elektromyografických charakteristik.	Jun Zuki	Fmean 181.2 N
Beránek et al., 2020	60 (muži), 31 (ženy) ;26 ±8; 75 ±20;1.77 ±11 m; pokročilí a profesionálové	Porovnání Fpeak mezi třemi typy úderu v pozici kleku u mužů a žen, porovnání hodnot s výsledky v postoji, určení pravděpodobnosti dosažení sil 5,1kN pro každý typ úderu.	Direkt Úder dlaní Úder loktem	Fmean 2,9 kN Fmax 7,8 kN Fmean 4,1 kN Fmax 8,8 kN Fmean 3,8 kN Fmax 10,8 kN
Beránek, 2021a	3 (muži), (30 ±7 let, 86±18 kg, 182± 13 cm); profesionálové v bojovém sportu	Porovnání Fpeak pro vybrané typy úderu s ochranným tlumením, bez ochranného tlumení.	Oi zuki Úder dlaní Úder loktem Úder hranou ruky	Fmax 3075 N Fmax 3989 N Fmax 5411 N Fmax 1317 N
Shoukat et al., 2020	10 (muži), 20 - 24; 5'5 - 6 feet; 65 - 80	Analýza síly úderu pro přímý úder pěstí v systému box.		Fmean 1338,4N Fmax 2249,7N

Kg; studenti Riphah  
International  
University, Islamabad

Adamec et al., 2021	29 (muži), 21 (ženy); 34; 21/58; 76; 46/125; 174; 150/196; nováčkové v systému sebeobrany	Analýza impaktních sil pro tři typy úderu bez rukavic dominantní a nedominantní končetinou	Úder dlaní Úder hranou Direkt	Fmean 2134N, 1489N Fmax 3368N, 2769N Fmean 1802N, 1455N Fmax 3219N, 3295N Fmean 1495N, 1249N Fmax 2222N, 3274N
Menzel & Potthast, 2021	Boxerští atleti s více jak 10 letou zkušeností	Analýza centra tlaku pro 3 typy úderu v boxu	Direkt stejnost. Direkt křížový Hák Zvedák	Fmean 1753,4N Fmean 973,8N Fmean 1407,3N Fmean 1397,3N
Ishac & Eager, 2021	Profesionální atleti Taekwondo, Kung Fu	Analýza impaktních sil pro úder zaťatou pěstí po přímce	Direkt	Fmean 6884,0 N Fmax 8834 N

(upraveno dle Beranek et al., 2020a)



### Příloha č. 3

#### *Detaily měřicí aparatury v realizovaných experimentech zjištění síly úderu*

<b>Autor</b>	<b>Popis senzoru</b>	<b>Detail</b>
Walker, 1975	Výpočtový model	Testování na vzorku (beton, cihla, dřevo)
Wilk, 1977	Výpočtový model	Testování na vzorku (beton, cihla, dřevo)
Feld et al., 1979	Výpočtový model	Testování na vzorku (beton, cihla, dřevo) „hydraulic – press measurement“ Kamera
Smith, 1983	Kamera	100 snímků / sekundu
Atha et al., 1985	Akcelerometr Kamera	Kamera 16 mm, 64 Hz a Hycam “rotating prism” kamera 400–1500 Hz
Chiu & Shiang, 1999	Akcelerometr	3 osy, snímkovací frekvence 1000 Hz
Dyson et al., 2005	Silová deska	Kistler, 330 Hz Boston, MA, M 9500
Walilko et al., 2005	Tekscan tlakový senzor Akcelerometr Silová buňka Kamera	Seven Endevco (San Juan Capistrano, CA) 72642000 „a six axis upper neck load cell“ (Denton ATD, Rochester Hills, MI) Kodak HG2000
Pierce et al., 2006	Silový senzor	Systém měření síly, U.S. Patent No. 5,449,002
Cesari et al., 2008	Fotobuňky	50 Hz
Neto et al., 2008	Kamera	„Motion Scope PCI“, Model 8000 s, Red lake, USA, 1000 Hz
Bolander et al., 2009	Akcelerometr Silová buňka Kamera	Model 7264 D, Endevco Inc. Model 7120 Syscon Inc HG-100 K, Redlake Inc.
Neto et al., 2009	Silová buňka A Tekscan vysokorychlostní senzor Kamera	Model 7120 Syscon Inc. Model 9500 HG-100 K, Redlake, Inc.
Gianino, 2010	Kamera	Frequency 25 frames a second
Daimaruya et al., 2011	Testovací stroj na statické zkoušky přímého tahu, štěpného tahu a 3-bodového ohybu a tlaku.	INSTRON (model5586) „testing machine at the crosshead speeds“, 0.05-0.5 mm/min.
Čepulénas et al., 2011	Silová platforma	Kiktest-100
Neto et al., 2012	Silová buňka Kamera	model 7120 Syscon Inc HG-100 K, Redlake Inc.
Daniel et al., 2014	Kamera	Quintic information system
Cheraghi et al., 2014	Kamera	Kodak Motion Corder Analyzer, SR series
Chadli et al., 2014	Akcelerometr Tenzometr	Nový nástroj pro analýzu úderu v boxu
Kimm et al., 2015	Akcelerometr	
House et al., 2015	Silový senzor	Tekscan, Inc. Boston, MA
Šiška et al., 2016	Akcelerometr	Akcelerometr, Fitro systém
Loturco et al., 2016	Silová deska	Silová platforma A, 400 Hz s vlastním softwarem (Accu-Power; AMTI, Graz, Austria)
Halperin et al., 2016	Silová buňka Kamera	Infra-red LED Vishay
Svoboda et al., 2016	Silová deska Kamera	Kistler 9281 Redlake HG 100

Tong-Iam et al., 2017	Silová deska Kamera	Kistler 9286BA Qualisys Oqus 7, Qualisys AB, Sweden
De Souza & Marques, 2017	Tenzometr Silová buňka	Model ZX 5T, Alfa Instrumentos Eletronicos , Ltda
Halperin et al., 2017	Silová buňka Kamera	Infra-red LED Vishay
Bingul et al., 2017	Kamera	Oqus 7+
Busko et al., 2017	Akcelerometr	3 osy
Bružas et al., 2018	Silová deska	Kiktest-100 Optoelectronický pohybový systém SMART-
Rinaldi et al., 2018	Kamera	DX6000 Systém, BTS, Milan, Italy (8 infra kamer)
Beránek et al., 2020	Silová deska	Kistler 9286 B
Shoukat et al., 2020	Silová deska	Capstone EMG Biopac
Adamec et al., 2021	Silová deska	Kistler 9286 B, kamera
Menzel & Potthast, 2021	Silová deska	Kistler, Vicon Nexus software

---

(upraveno dle Beranek et al., 2020a)

## Příloha č. 4

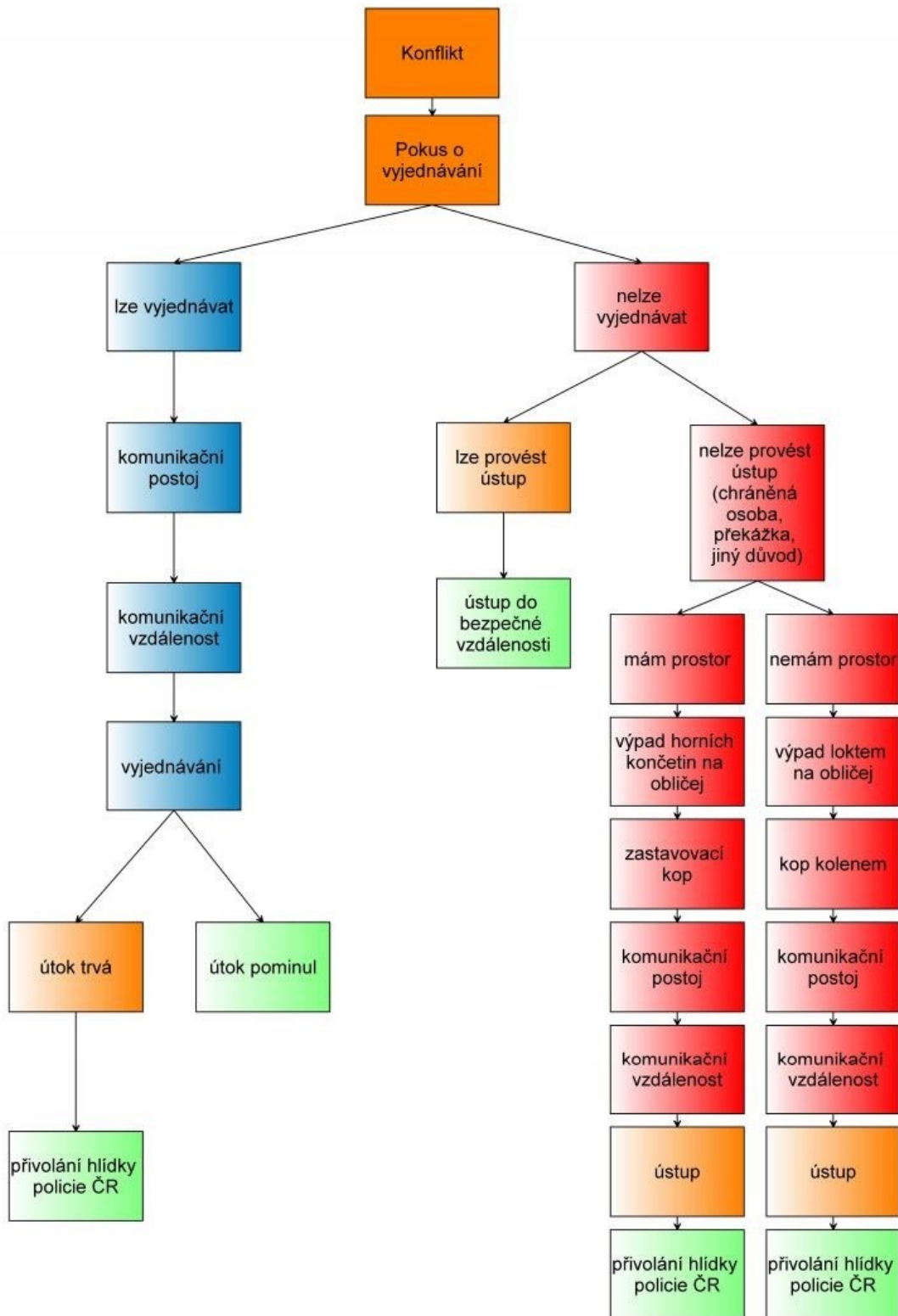
Zastoupení ochranných prostředků (rukavic), <sup>(k)</sup>: design zjištění dynamiky úderu

Název studie	rukavice Ano	rukavice Ne
<b>F peak, F mean</b>		
Walker, 1975		x
Wilk, 1977		x
Feld et al., 1979		x
Atha et al., 1985	x	
Dyson et al., 2005	x	
Pierce et al., 2006	x	
Neto et al., 2008		x
Bolander et al., 2009		x
Neto et al., 2009		x
Neto et al., 2009		x
Bolander et al., 2009		x
Čepulenas et al., 2011	x	
Daimaruya et al., 2011		x
Chadli et al., 2014	x	
Bruzas et al., 2015	x	
Svoboda et al., 2015		x <sup>(k)</sup>
Loturco et al., 2016	x	
Busko et al., 2016	x	
Šiška et al., 2016	x	
De Souza & Marques, 2017		x <sup>(k)</sup>
Beranek, 2021a		x <sup>(k)</sup>
Rinaldi et al., 2018		x
Beránek et al., 2020		x <sup>(k)</sup>
Shoukat et al., 2020	x	
Adamec et al., 2021		x <sup>(k)</sup>
Menzel et al., 2021	x	
Menzel and Potthast, 2021	x	
<b>v max, v mean</b>		
Smith, 1983	x	
Chiu et al., 1999		x
Cesari et al., 2008		x
Gianino, 2010		x
Cheraghi et al., 2014	x	
Daniel et al., 2014		x
Kimm et al., 2015	x	
<b>F peak, mean + v max, mean</b>		
Walilko et al., 2005	x	
Neto et al., 2012		x
Chadli et al., 2014	x	
House et al., 2015	x	
Halperin et al., 2016	x	
Bingul et al., 2017	x	
Tong-Iam et al., 2017	x	
Halperin et al., 2017	x	

(vlastní)

## Příloha č. 5

### Schéma postupu v konfliktní situaci



(Beránek, 2021b)

## Příloha č. 6

### Reportované typy úderů v detailech

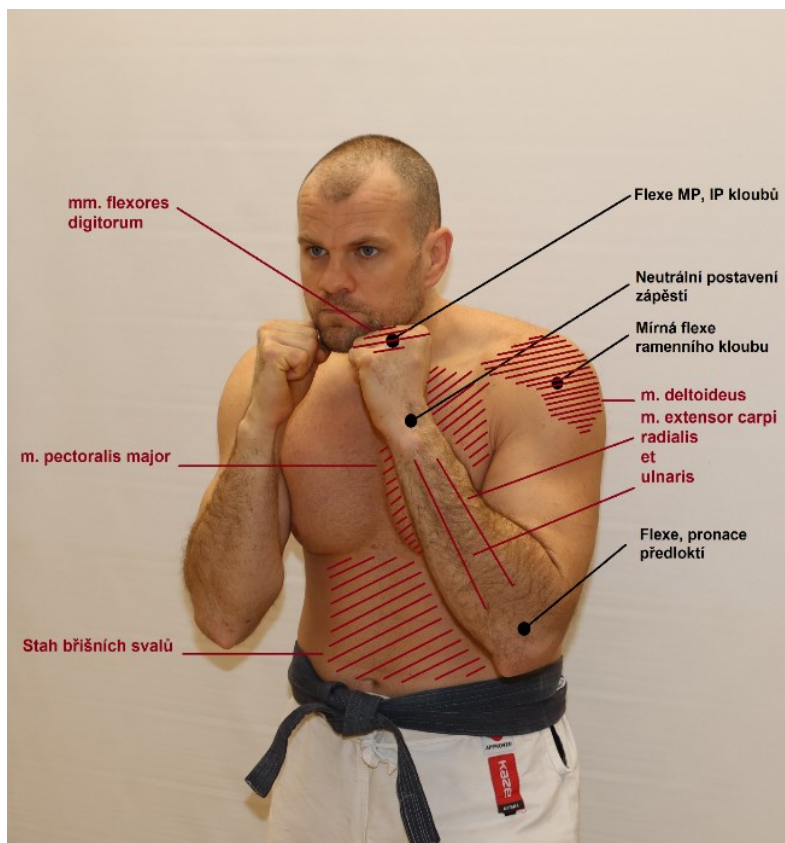
Název systému	Trajektorie			
	Po přímce	Ze strany	Ze spodu	
Box	Direkt	Hák (“hook”, “side punch”)	Zvedák (“upper cut”, “low punch”)	
Karate	Gyaku Zuki Oi Zuki Kizame Zuki Jun Zuki Tate Zuki			
Kung Fu	Kung Fu punch			
Úderová plocha				
	Zaťatá pěst (metacarpus, phalanges)	Otevřená dlaň (carpus)	Loket (olecranon)	Hrana ruky (carpus, metacarpus, phalanges)
Box	Direkt Hák Zvedák			
Karate	Gyaku Zuki Oi Zuki Kizame Zuki Jun Zuki Tate Zuki			
Kung Fu	Kung Fu punch	Úder dlaní		
Sebeobrana	Direkt	Úder dlaní		Sword hand (Shutohuchi, Tetsui-uchi, kladivový úder)
MMA	Direkt	Úder dlaní	Úder loktem	
Typ postoje				
	Postavení horních a dolních končetin křížem	Postavení horních a dolních končetin stejnostranné		
Box	Křížový úder	Přímý úder		
Karate	Gyaku Zuki	Oi Zuki Jun Zuki		
Rotace ruky				
	Rotace pěsti před dopadem	Částečná rotace	Bez rotace	
Box	Direkt	Hák Zvedák		
Karate	Gyaku Zuki Oi Zuki Kizame Zuki Jun Zuki	Tate Zuki		
Kung Fu	Kung Fu punch	Úder dlaní (dle provedení)	Úder dlaní (dle provedení)	
Preference ruky				
	Přední ruka	Zadní ruka		
	Hlavní ruka “The jab” “z přední nohy”	Křížová ruka “reverse punch” “ze zadní nohy”		

(upraveno dle Beránek et al., 2020a)

## Příloha č. 7 (a-h)

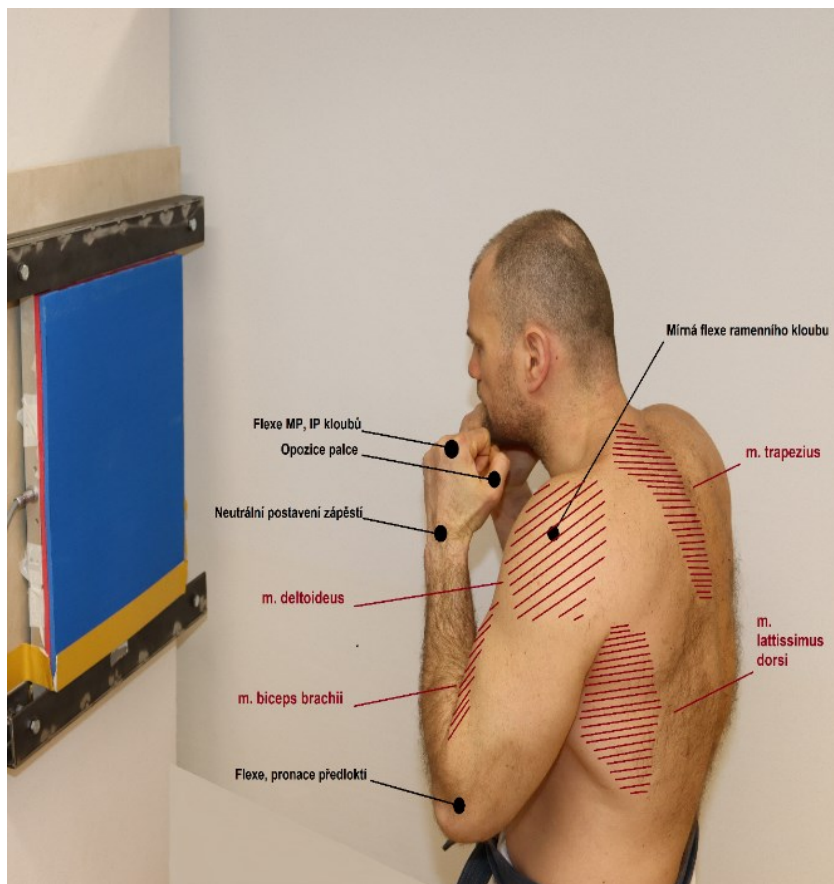
### Detail pohybové akce

a) Startovní pozice zepředu



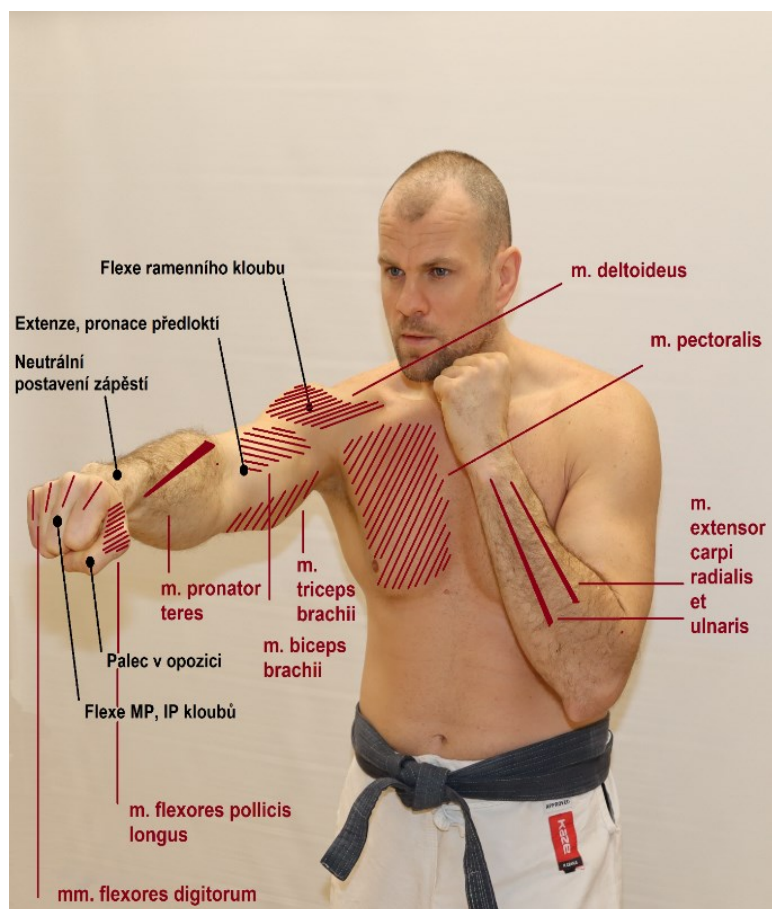
(vlastní)

b) Startovní pozice zezadu



(vlastní)

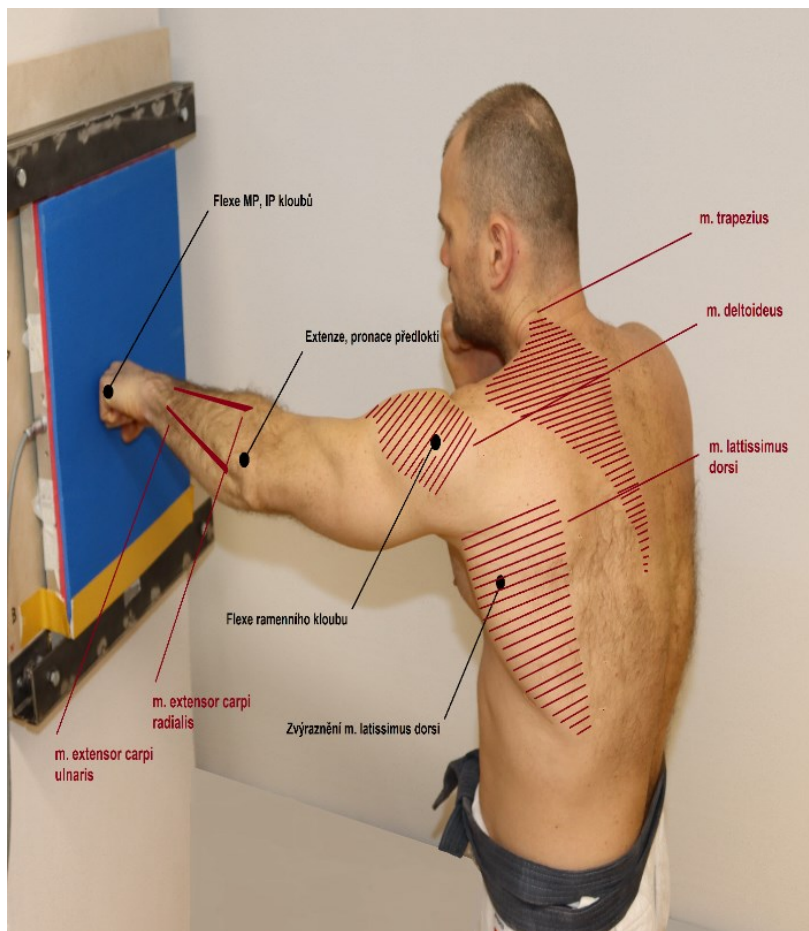
c) Úder po přímce zařatou pěstí zředu



(vlastní)

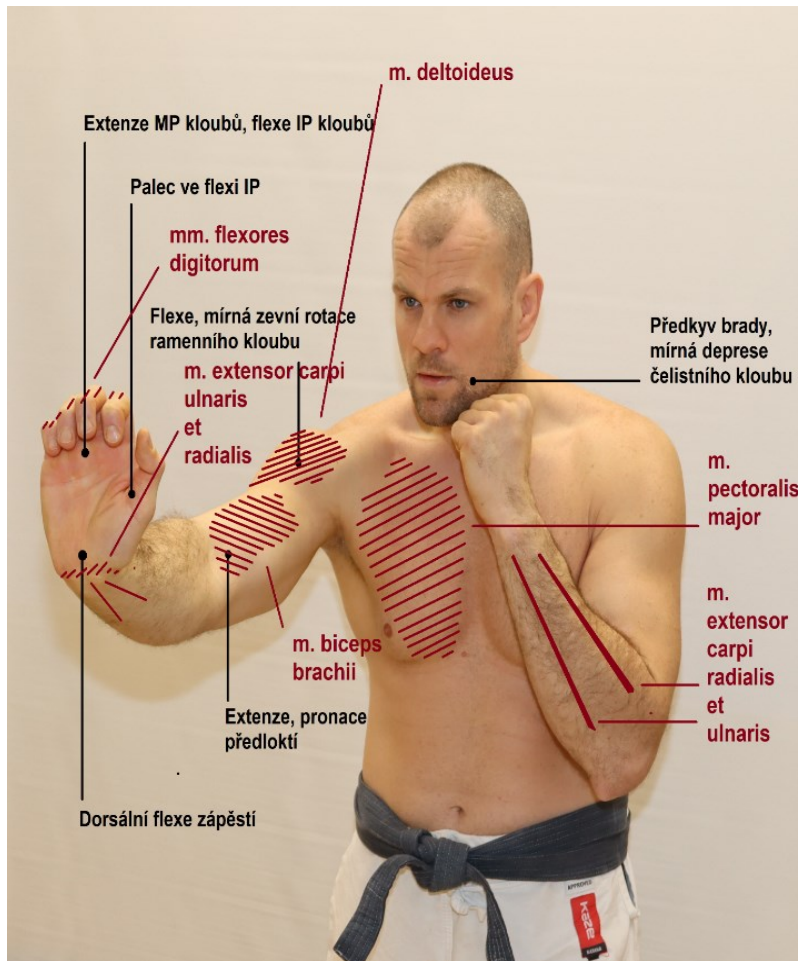


d) Úder po přímce zařatou pěstí zezadu



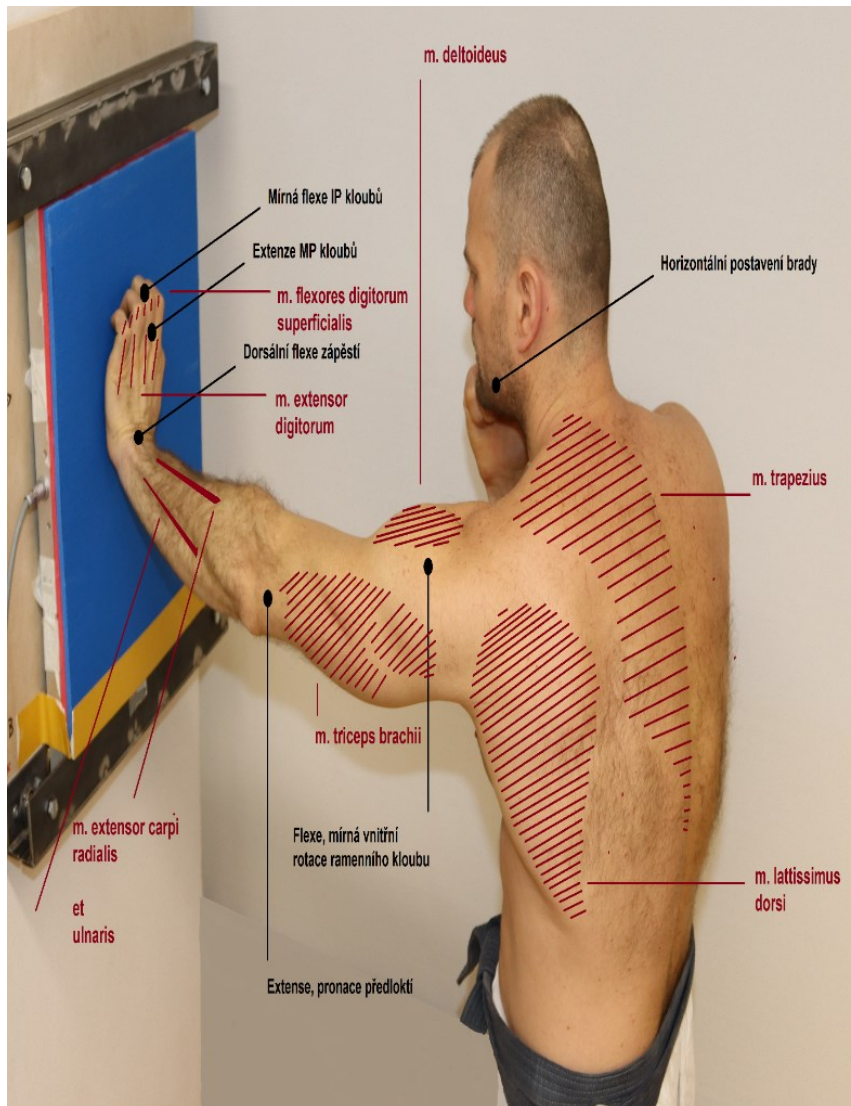
(vlastní)

e) Úder po přímce otevřenou dlaní zpředu



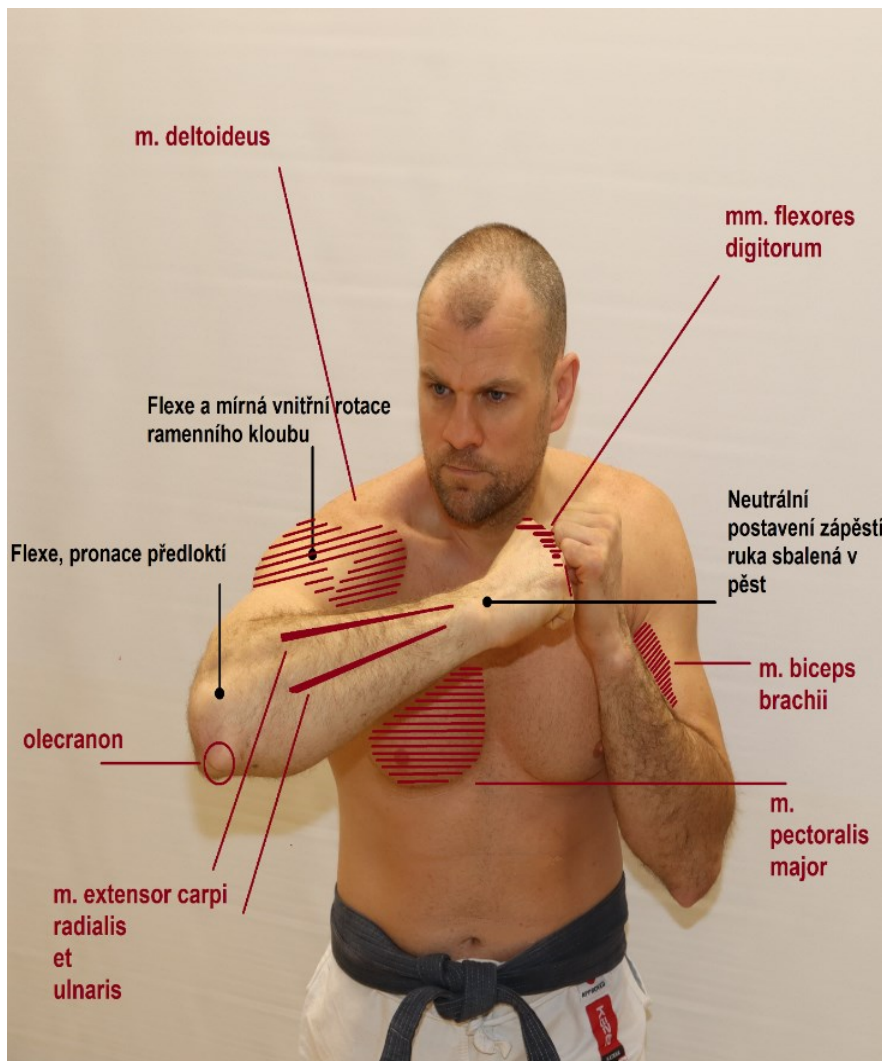
(vlastní)

f) Úder po přímce otevřenou dlaní zezadu



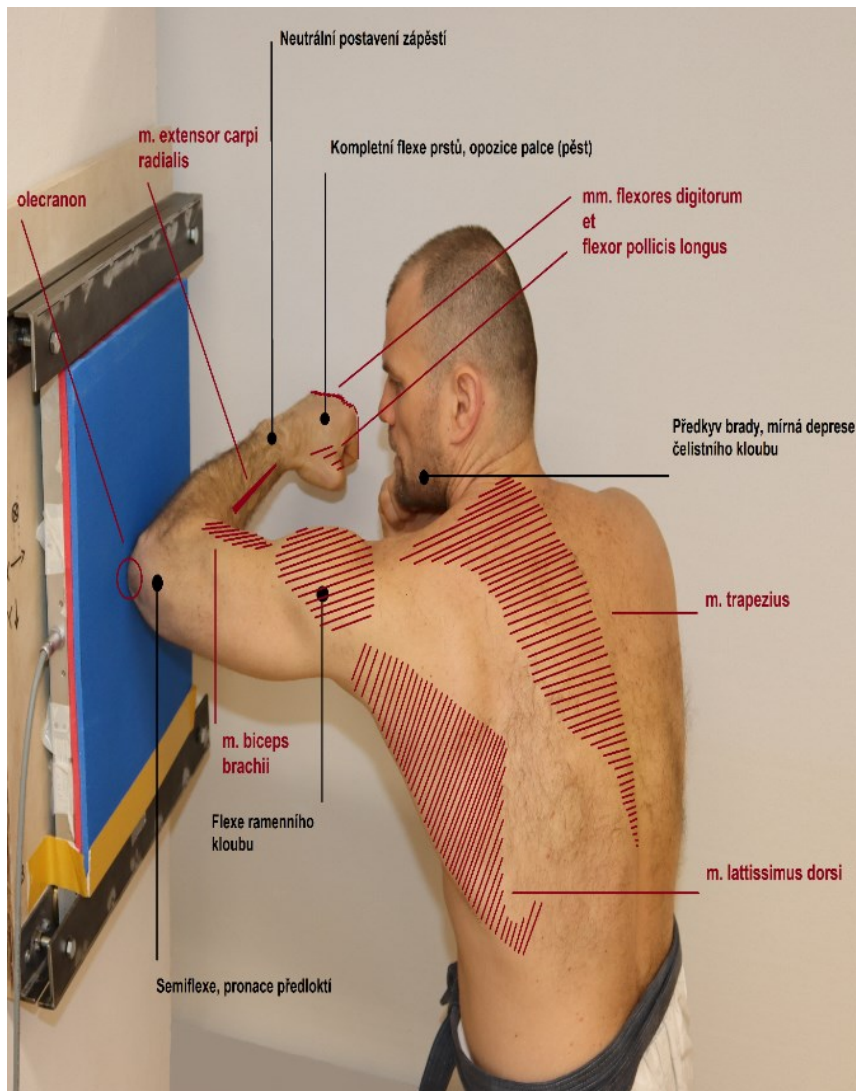
(vlastní)

g) Úder po přímce loktem zředu



(vlastní)

h) Úder po přímce loktem zezadu



(vlastní)

## Příloha č. 8

Základní charakteristika hodnoty síly úderů ve sledovaných podskupinách (neredukovaný dataset)  $N$  = počet analyzovaných úderů,  $SD$  = směrodatná odchylka,  $kN$  = Kilonewton,  $Min$  = minimum,  $Max$  = maximum

Gender	Technique	N	Mean [kN] (95% CI)	SD [kN]	Min [kN]	Max [kN]
Female	Straight Punch	149	1.66 (1.51; 1.82)	0.74	0.71	4.88
	Palm Strike	150	2.88 (2.70; 3.06)	0.87	1.12	5.55
	Elbow Strike	150	2.44 (2.24; 2.64)	0.96	0.82	5.84
Male	Straight Punch	301	3.55 (3.36; 3.74)	1.29	0.84	7.83
	Palm Strike	300	4.75 (4.51; 4.99)	1.61	2.01	8.83
	Elbow Strike	299	4.49 (4.19; 4.78)	2.02	0.90	10.80
Both Genders	Straight Punch	450	2.92 (2.75; 3.10)	1.45	0.71	7.83
	Palm Strike	450	4.12 (3.92; 4.32)	1.66	1.12	8.83
	Elbow Strike	449	3.80 (3.56; 4.04)	1.99	0.82	10.80

(Beranek et al., 2020b)



## Příloha č. 9

Porovnání reportovaných hodnot průměrné síly ( $F_{mean}$ ) úderu direktem, dlaní a aktuálních hodnot kompletního a redukováného datasetu,  $SD$  – Směrodatná odchylka

Typ pohybové akce	Autor	F MEAN (N)	SD	Počet probandů	Zkušenosti
Úder dlaní	Neto et al., 2012	1706.14	557.03	7	EXPERT: 4 muži, 3 ženy
	Neto et al., 2009	930.00	301.00	13	MIX: 10 mužů, 3 ženy EXPERT: 7 mužů
	Neto et al., 2008	355.00	96.50	13	ZAČÁTEČNÍK: 6 mužů
	Bolander et al., 2009	736	159	13	EXPERT: 10 mužů, 3 ženy
	Aktuální studie (kompletní dataset)	4131.20	1747.03		
	Aktuální studie (redukováný dataset)	4121.91	1658.01	91	POKROČILÝ=81 PROFESIONÁL=10
Úder po přímce zařatou pěstí	Walilko et al., 2005	3427.00	811.00	7	EXPERT, muži
	Rat Tong Iam et al., 2017	1323.30	278.50	3	EXPERT, muži
	Loturco et al., 2016	1152.22	246.87	15	EXPERT: 9 mužů, 6 žen
	Chadli et al., 2014	989.00	116.70	11	EXPERT, muži
	Busko et al., 2016	1592.50	507.10	48	EXPERT: 21 mužů, 27 žen
	Bingul et al., 2017	1987.42	341.95	10	EXPERT, muži
	Pierce et al., 2016	1149.20	665.80	12	EXPERT, muži
	Aktuální studie (kompletní dataset)	2971.85	1603.80	91	POKROČILÝ=81 PROFESIONÁL=10
Aktuální studie (redukováný dataset)	2921,44	1445.88			

(Beranek et al., 2020b)

## Příloha č. 10

*Biomechanická tolerance různých regionů / kostí lebky – kontaktní síla podmiňující zlomeninu*

region	studie	Hodnota tolerance (kN)	Hodnota tolerance (kg)	Dopadová plocha (cm <sup>2</sup> )	Tlak/MPa	Váha impaktoru (kg)	Rychlost impaktoru (m·s <sup>-1</sup> )
Frontal (forehead)	Schneider & Nahum (1972)	4.0 – 6.2		6.5		1.1 – 3.8	3-6
	Advani et al., 1975	4.0 – 6.2		6.45		9.1	5–10
	Nahum et al., 1968	4.0 – 6.2					
	Voigt a Thomas, 1974	5.5					
	Allsop et al., 1988	2.2 – 6.4	224-662				
	Gadd et al., 1968		498		7.58		
	Tarriere et al., 1981	7.7					
	Hodgson, 1967	4.6 – 8.7					2.5–3.3
	Cormier et al., 2011	2.5 – 7.6		6.45		3.2	
Temporo-parietal	Nahum et al., 1968	2.5 – 5.2		6.45			
	Allsop, 1991						
	Advani et al., 1975	5.7				9.1	5–10
	Hodgson, 1967		159-454			0.9 – 7.2	4
	Gadd et al., 1968		249				
	Raymond et al., 2009	5.9		38.1 mm projektil		0.10	18-37
	Hodgson and Thomas, 1971 Hodgson, 1967	5.5					1.6–4.7
Lateral region	Schneider et al., 1972	2.0 – 3.6		6.5		1.1 – 3.8	3-6
	Nahum et al., 1968	2.0 – 3.6		6.45			
	Allsop et al., 1988	5.2					
	Yoganandan et al., 2003	5.5 – 9.9		5			4.8 – 7.7
Occipital region	Advani et al., 1982	12.5					
	Allsop, 1991 Hodgson, 1967	12.5 15.9					3.7
	Stalnaker et al., 1977	7.1		15.2 cm průměr		10	6.8 – 7.2
Os zygomaticum	Advani et al., 1982	1.0		6.45			



	Nahum et al., 1968	1.0			1.38-4.17		
	Nyquist et al., 1986	0.4		2.54			2.7 – 7.2
	Hodgson, 1967		159-454	2.54 – 13.2 cm průměr		0.9 – 7.2	4
	Gadd et al., 1968		225				
	Allsop et al., 1988	0.8 -2.4	90-244				
	Yoganandan et al., 1991	1.1 – 1.3					4
	Gallup, 1988	3.2 – 3.8	335-394				
Mandibula	Nahum et al., 1968	1.4		6.45			
	Hodgson, 1967		159-454	2.54 – 13.2 cm průměr		0.9 – 7.2	4
	Nyquist et al., 1986	0.6		2.54			2.7 – 7.2
	Schneider & Nahum, 1972				2.76-6.20	1.1 – 3.8	3-6
Os nasale	Nyquist et al., 1986	0.3	306	2.54			2.7 – 7.2
	Hodgson, 1967		159-454	2.54 – 13.2 cm průměr			2.5 – 3.7
	Gallup, 1988 (nasal area)	1.9 – 2.9	200-299				
	Swearingen, 1965	0.3 – 4.5					
	Nahum et al., 1968				0.13 - 0.34		
Maxilla	Nahum et al., 1968	0.7–1.5		6.45			
	Advani et al., 1982						
	Nyquist et al., 1986	1.4		2.54			
	Hodgson, 1967	0.6-1.8	159-454	2.54 – 13.2 cm průměr			
	Allsop et al., 1988	1.0-1.8	102-184				
	Nahum et al., 1968				1.03 - 2.07	1.1 – 3.8	3-6
	Schneider and Nahum, 1972						

#### Referenční list přílohy č. 10

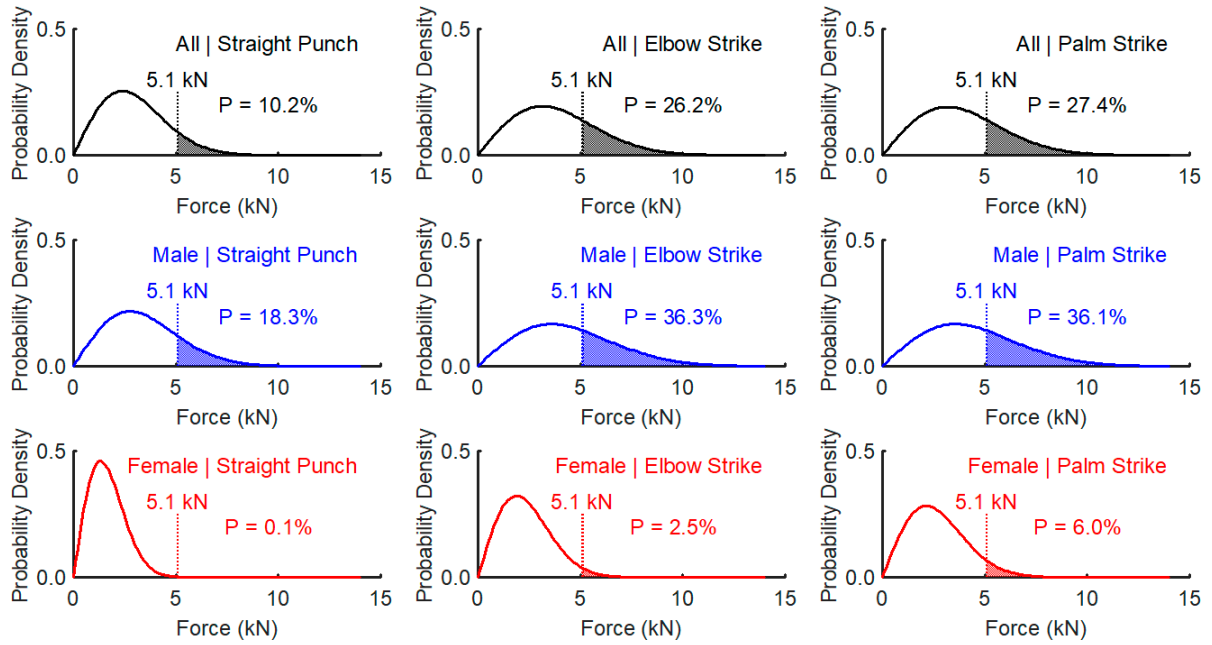
1. Allsop, DC, Warner, MW, Schneider, D, Nahum, A. "Facial impact response - a comparison of the hybrid iii dummy and human cadaver," *SAE Technical Papers*, Tech. Rep. SAE881719, 1988.
2. Allsop, D, Perl, TR, Warner, CY. Force/deflection and fracture characteristics of the temporoparietal region of the human head. In: *Proceedings of the 35th Stapp Car Crash Conference*, Detroit, pp 269–278, 1991.
3. Advani, S, Powell, W, Huston, J, Ojala, S. Human head impact response-experimental data and analytical simulations. In: *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of Impact (IRCOBI)*, Berlin, pp 153–162, 1975.

4. Advani, SH, Ommaya, AK, Yang, WJ. Human body dynamics. Clarendon, Oxford, 1982.
5. Adamec, J, Mai, V, Graw, M, et al. Biomechanics and injury risk of a headbutt. *Int J Legal Med*, 2013.
6. Cormier, J, Manoogian, S, Bisplinghoff, J, Rowson, S, Santago, A, McNally, C, et al, "The Tolerance of the Frontal Bone to Blunt Impact." *ASME. J Biomech Eng.* February 2011; 133(2): 021004. <https://doi.org/10.1115/1.4003312>, 2011.
7. Schneider, DC, Nahum AM. Impact studies of facial bones and skull. In: *Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference*, Detroit, pp 186–203, 1972.
8. Swearingen, JJ. Tolerances of the human face to crash impact. Federal Aviation Agency, Civil Aeromedical Research Institute, Oklahoma City, USA, 1965.
9. Gallup, BM, Hallgrimson, BH, Cotton, CE, Smith, TA and Newman, JA. The development of an improved ATD head form with a frangible facial insert. LR.C.O.B.I., Bergisch-Gladbach, Germany, 1988.
10. Gadd, CW, Nahum, AM, Gatts, J, Danford, JP. A study of head and facial bone impact tolerances. In *Proc. G.M. Auto Safety Seminar*, Detroit, USA, 1968.
11. Nahum, AM, Gatts, JD, Gadd, CW, Danforth, JP. Impact tolerance of the face and skull. In: *Proceedings of the 12th Stapp Car Crash Conference*, Detroit, pp 302–317, 1968.
12. Hampson, D. Facial injury: A review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessment. *Journal of Biomechanics*, 28(1), 1-7. doi:10.1016/0021-9290(95)80001-8, 1995.
13. Hodgson, VR. Tolerance of facial bones to impact. *Am. J. Anat.* 120, 113-122, 1967.
14. Hodgson, VR, Thomas, LM. Comparison of head acceleration injury indices in cadaver skull fracture. *SAE Technical Papers*, doi:10.4271/710854, 1971.
15. Nyquist, GW, Cavanaugh, JM, Goldberg, SJ, King AI Facial impact tolerance and response. In: *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference*, Detroit, pp 379–400, 1986.
16. Voigt, R, Thomas, LM. "Breaking strength of the human skull vs impact surface curvature," Wayne State University School of Medicine, Dept. of Neurosurgery, Tech. Rep. AccessionNumber 00262859, 1974.
17. Tarriere, C, Leung, YC, Fayon, A, Got, C, Patel, A, Banzet, P. Field facial injuries and study of their simulation with dummy. In *Proc. 25th Stapp Car Crash Conf.*, San Francisco, USA, 1981.
18. Raymond, D, Van Ee, C, Crawford, G, Bir, C. Tolerance of the skull to blunt ballistic temporo-parietal impact. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2479-2485. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.07.018, 2009.
19. Stalnaker, R, Melvin, J, Nusholtz, G, Alem, N, et al. "Head Impact Response," *SAE Technical Paper 770921*, <https://doi.org/10.4271/770921>, 1977.
20. Svoboda, M, Soukup, J, Jelen, K, Kubový, P. Measurement of force impact taekwondo athletes, assessing the possibility of injury of human head. Paper presented at the *Procedia Engineering*, 136 211-215. doi:10.1016/j.proeng.2016.01.199, 2016.
21. Siswanto, WA, Hua, CS. Strength analysis of human skull on high speed impact. *International Review of Mechanical Engineering*, 6(7), 1508-1514, 2012.
22. Yoganandan, N, Pintar, F, Sances, A. Biodynamics of steering wheel induced facial trauma. *J. Safety Res.* 22, 179-190, 1991.
23. Yoganandan, N, Zhang, J, Pintar, FA, Gennarelli, TA, Kuppa, SM, Eppinger, RH. Biomechanics of Lateral Skull Fracture. *IRCOBI Conference – Lisbon (Portugal)*, 2003.
24. Yoganandan, N, Pintar, FA. Biomechanics of temporo-parietal skull fracture. *Clinical Biomechanics*, 19(3), 225-239. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.12.014, 2004.

(upraveno dle Beranek et al., 2020b)

## Příloha č. 11

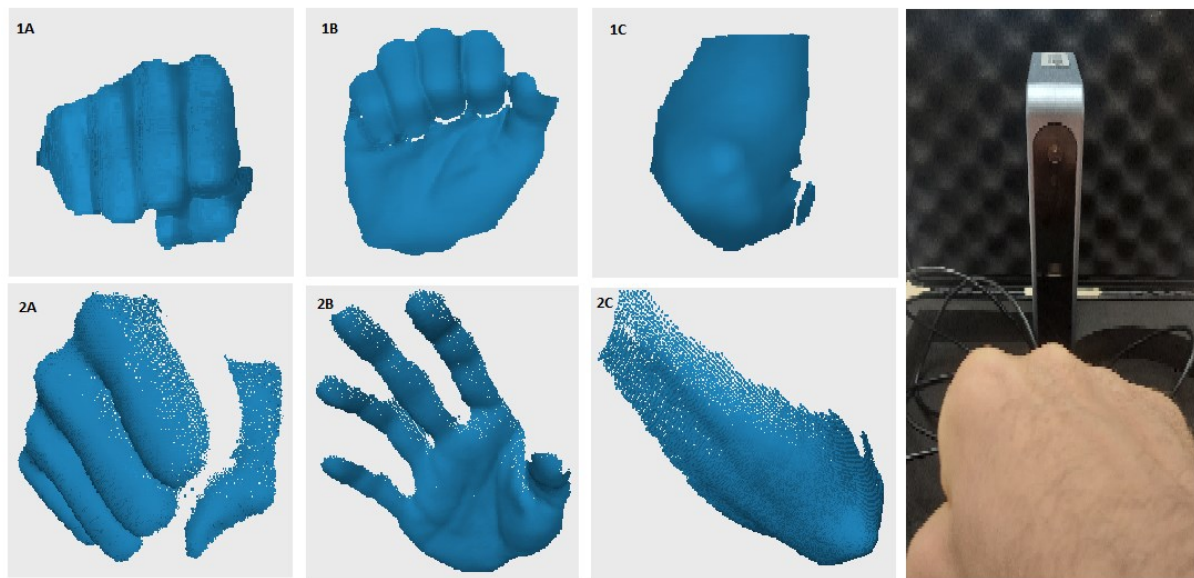
Pravděpodobnost přesažení prahu síly 5,1 Kn, Modrá barva = muži, červená barva = ženy



(Beranek et al., 2020b)

## Příloha č. 12

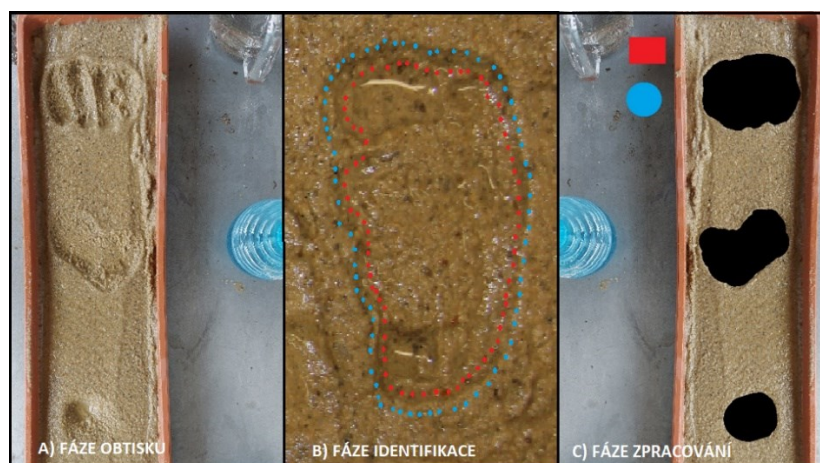
### *Skenování úderových ploch horní končetiny*



(vlastní)

### Příloha č. 13

*Obtisky do písku úderových ploch horní končetiny: postup při sběru dat*



(vlastní)

## Příloha č. 14

*Obtisky do modelovací hmoty*



(vlastní)

**Příloha č. 15**

*Obtisky do barvy*



(vlastní)

## Příloha č. 16

### Thumicí prostředky v designech zjištění síly úderů

Popis síly úderu horní končetinou dynamikou

Autor	Měřicí aparatura	Rigidní / Pohyblivý cíl	Přímé / Nepřímé zjištění síly	Ochrana dopadové plochy	Kvantitativní popis útlumu
Beranek et al., 2020	Kistler 9286 B, Kistler Inc instrumente, GmbH, Winterthur, Switzerland	R	P	Polyethylen Trocelen	Výsledek dopadové a dynamické zkoušky útlumu (500N, 20%)
de Souza et al., 2017	four strain gauges on the punching board, load cell ZX 5T, Alfa InstrumentosEletronicos, Ltda	P	P	Makiwara ze dřeva, provaz Sisal	-
Chiu & Shiang., 1999	accelerometer (3 axial)	P	N	20 cm ochranná podložka	-
Bolander et al., 2009	accelerometers model 7264D a load cell model 7120 Syscon Inc	P	P	Systém kyvadla, pěna s tenkou ABS hranou	-
Neto et al., 2008	a high-speed digital imaging system (MotionScope@ jnkPCI, Model 8000s, Red Lake, USA) adjusted to 1000 Hz	P	N	Kožený míč (0,597 kg)	-
Neto et al., 2009	load cell (model 7120 Syscon Inc.) a Tekscan high-speed pressure sensor (Model 9500)	P	P	Systém kyvadla, ochranná pěna	-
Neto et al., 2012	load cell (model 7120 Syscon Inc.)	P	P	Systém kyvadla, ochranná pěna s ABS hranou	-
Walilko et al., 2005	aeven Endeveco (San Juan Capistrano, CA) 72642000 Accelerometers a six-axis upper neck load cell (Denton ATD, Rochester Hills, MI)	P	N	Hybrid Dummy 3 Dummy s boxerskou helmou, standardní boxerské rukavice	-
Loturco et al., 2016	a force platform with custom- designed software (Accu- Power; AMTI, Graz, Austria),	R	P	Ochranná deska, „Body shield Bad Boy“, San Diego, CA, USA, boxerské rukavice	-
Chadli et al., 2014	strain gauges, accelerometers	P	P	Systém kyvadla, elastický element pro absorpci energie úderu, boxerské rukavice	-
Busko et al., 2016	accelerometer (The new boxing Training simulator system BTS-4AP-2K)	P	N	Boxerský pytel dynamometr	-
Bružas et al., 2015	kiktest-100 (a dynamometer and a sensing element to register the impulse of blows)	P	P	Boxerský pytel dynamometr	-
Halperin et al., 2017	a load cell Two phototransistor infrared LED lightgates (Vishay)	R	P	Železná deska pokrytá velkou pěnou pokrytou koženým krytem, boxerské rukavice	-



Halperin et al., 2016	a load cell phototransistor infrared LED lightgates (Vishay)	Two R	P	Železná deska pokrytá velkou pěnou pokrytou koženým krytem, boxerské rukavice	-
House Cowan, 2015	& f scan force sensor Tekscan, Inc. Boston, MA	P	P	Boxerský pytel, boxerské rukavice	-
Dyson et al., 2005	dynamometr Kistler 330 Hz	P	P	Boxerský dynamometr, boxerské rukavice	-
Pierce et al., 2016	force sensor inside gloves	monitoring during boxers' competitive matches in real time	P	Boxerské rukavice	-
Svoboda et al., 2015	dynamometric plate Kistler 9281	R	P	Pěnová podložka	-
Atha et al., 1985	accelerometer	P	N	Systém kyvadla s deskou 0,8 kg s koženoým krytem a vrstvou pěny pro simulaci lidské tváře, boxerské rukavice	-
Čepulénas et al., 2011	kick test	P	P	Boxerský dynamometr, boxerské rukavice	-
Adamec et al., 2021	kistler force plate 9286B	R	P	Úderová lapa 40 x 20 x 11	-
Lenetsky et al., 2018	accelerometer	P	N	Boxerský pytel	-

Popis síly úderu horní končetinou kinematikou

Smith, 1986	camera	P	N	Těžký pytel	-
Cesari et al., 2007	two pairs of photocells	P	N	Boxerský pytel ze dřeva, pokrytý materiálem písek a kameny o celkové váze 25 kg, středně měkký materiál Polyurethan.	-
Gianino et al., 2010	digital movie camera	<b>Jen pohyb</b>	N		-
Daniel et al., 2014	the Quintic information system (for the motion analysis and evaluation)	<b>Jen pohyb</b>	N		-
Rinaldi et al., 2018	340 Hz optoelectronic motion analysis system SMART-DX6000 System, BTS, Milan, Italy 8 infrared cameras	P	N	Boxovací pytel, 138 cm, 130 kg, fixovaný na zemi	-
Tong-Iam et al., 2017	qualisys Oqus 7, Qualisys AB, Sweden	P	N	Úderová aparatura 5 kg	-
Cheraghi et al., 2014	two camera KODAK	R	N	Dřevěný cíl pokrytý pěnou 30 x 50 x x5 cm, boxerské rukavice	-
Bingul et al., 2017	eight synchronised high-speed cameras (Oqus 7+).	P	N	Pytel s pískem	-
Kimm et al., 2015	accelerometer	<b>Jen pohyb</b>	N	Boxerské rukavice	-

Popis síly kopu dolní končetinou dynamikou

Falco et al., 2008	Body heavy dense foam padded with force pressure senzors	R	P	Pěnová podložka	-
Estevan et al., 2011	Body heavy dense foam padded with force pressure senzors	R	P	Pěnová podložka	-
Vagner et al., 2018	Kistler 9281	R	P	Polní obuv designovaná pro armádu	-
Vagner et al., 2022	Kistler 9281	R	P	Industriální vinyl tatami 200 mm	-
Pedzich et al., 2006	Force plate	R	P	Vrstva pro absorpci	-

Popis síly kopu dolní končetinou kinematikou

Vasik and Shan, 2015	Smart-D system, BTS S.p.A., Italy	R	N	Dřevěná deska	-
Vasik, 2011	Smart-D, BTS S.p.A., complex movement analysis.	R	N	„L-stance“ ochranný blok	-
Preuschl et al., 2016	High speed cameras	P	N	Kopací deska (PR1614 Hand Mit, Daedo, Barcelona, Spain	-
Chang et al., 2021	Vicon camera system	Není uvedeno	N	Bez informací	-
Moreira et al., 2015	Cameras	m	N	Malá lapa do ruky Daedo®, Barcelona, ESP	-
Gavagan et al., 2017	Camera system Qualisys AB, Gothenburg, Sweden	Není uvedeno	N	Deka pro cíl	-

(vlastní)

## Příloha č. 17

### Informovaný souhlas

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci projektu disertační práce s názvem „Hodnocení rizik účinku prostředku sebeobrany na bezpečnost útočnicka“ prováděné na UK FTVS, Katedra sportovních her a na Západočeské univerzitě v Plzni.

1. Projekt není financován.
2. Období realizace: 11/2021–06/2022
3. Hlavním cílem projektu je analýza impaktních sil, impulsu a silového průběhu pro tři typy úderu horní končetinou: úder po přímce zaťatou pěstí, úder po přímce dlaní, úder po přímce loktem. Cílem projektu je analyzovat a porovnat impaktní síly pro pohybové akce horní končetinou. Úkoly práce jsou sestavit měřicí zařízení detekující impaktní sílu, impuls a průběh síly pro pohybovou akci horní končetinou bez ochranných pomůcek u skupiny amatérů a profesionálů.  
Jedná se o měření ve dvou krocích. Časová náročnost prvního kroku je cca 1 minutu a jedná se o sběr obtisků na přístroji Podocam. Časová náročnost druhého kroku je cca 10 minut včetně rozsvícení a jedná se o provedení pohybové akce horní končetinou směrem do silové desky. Výzkum bude probíhat v budově Západočeské univerzity v Plzni, Husova 11. Prosím přineste si s sebou sportovní oblečení.
4. Prvním krokem je fotografický záznam obtisku ruky ve třech pozicích (obtisk zaťaté pěsti, obtisk otevřené dlaně, obtisk lokte), druhým krokem je sestavení měřicího zařízení pro přímé měření síly a jeho validace. Třetím krokem je sběr dat pohybové akce úderu a zemních reakčních sil u skupiny probandů a jejich zpracování. Změřením velikosti impaktních sil pro pohybové akce úderů lze odhadnout rizika spojená s poškozením útočnicka, sportovce. Vlastní měření bude realizováno ve spolupráci se specializovaným pracovištěm UK FTVS laboratoř biomechaniky extrémních zátěží na certifikovaném zařízení tří osá silová deska Kistler. V rámci prvního kroku, v jednom shodném období proband provede obtisk své ruky v pozici zaťaté pěsti, otevřené dlaně a loktem v postoji do vertikální platformy Podocam, kde ve stoje přiloží ruku ve třech pozicích na pevnou desku a následně bude ruka vyfocena. V rámci druhého kroku, v jednom shodném období proband provede z postojové pozice pět pokusů pohybové akce (úder po přímce loktem, zaťatou pěstí a otevřenou dlaní) do zásahové plochy měřicího zařízení z místa. Zároveň bude stát na dvou platformách pro měření zemních reakčních sil. Proband volí vlastní preferenci horní končetiny pro úder a postoj v rámci dolních končetin. Vzdálenost dopadové plochy ruky od zásahové plochy bude nastavena úpravou postoje dle výškové dispozice probanda. Mezi jednotlivými pokusy bude časový odstup 15 vteřin. Na základě získaných dat hodnot impaktní síly bude zjištěna jejich závislost na stanovených proměnných (antropometrické parametry tělesné výšky, váhy, pohlaví) a zhodnocení rizik zranění pro útočnicka porovnáním maximálních hodnot impaktních sil s hodnotami zátěžové tolerance obličejových kostí lebky.
5. Měření do desky bude probíhat ve třech postupných fázích. V první fázi budete předem poučeni a seznámeni s pravidly a postupem celého výzkumu. Dále proběhne řízené zahřátí a rozsvička v délce trvání 10 minut. Poté bude následovat „suchý“ nácvik pohybové akce pro měření pohybových akcí úderu horní končetinou. Způsob provedení: proband stojí v postoji, kde jedna noha je vpředu, druhá noha vzadu na vzdálenost přibližně 50 cm. Horní končetina opačné strany jako strana přední nohy se připraví do startovní pozice směrem k otevřené pěstí, úderu otevřenou dlaní a úderu loktem. V této pozici budou provedeny pohybové akce do silové desky, která je potažena odporovou pěnou se známým útlumem. **Rizika, se kterými se lze při tomto testování setkat, jsou pohmoždění pro oblast ruky.** Pro minimalizaci rizik zranění se po rozsvičce a nácviku do lapy před zahájením vlastního měření seznámíte s deskou provedením libovolného počtu cvičných pokusů se stupňující intenzitou. V rámci vlastního měření do ní vykonáváte pohybovou akci samostatně bez přímého povelu v rámci vymezeného časového intervalu 1 minuta. Po každém pokusu budete

- mít dostatek času zpětně vyhodnotit potencionální riziko zranění a můžete měření ukončit. První fáze bude ukončena nácvikem do cvičné lapy. Druhá fáze začne cvičnými pokusy do úderové plochy certifikovaného měřicího zařízení silová deska Kistler. Deska je pevně fixována a poskytuje stabilní oporu pro pohybovou akci. Je třeba dbát zvýšené pozornosti na správnou techniku úderu a důkladné seznámení s vlastnostmi zásahové plochy v rámci opakovaných cvičných pokusů podle Vašich preferencí. Následně provedete na pokyn koordinátora měření měřený úder z nacvičeného postroje do zásahové plochy měřicího zařízení z místa. Každá startovní pozice Vám bude stanovena podle Vaší výšky na dosah horní končetiny od měřicího zařízení. Celkový počet pokusů bude 5, mezi pokusy bude 15 vteřinová pauza. Po pauze 1 minuty provedete v rámci měření další pohybovou akci. Každá startovní pozice Vám bude stanovena. Po ukončení pokusu budete mít příležitost zúčastnit se cvičení na relaxaci horních končetin. Testování proběhne v období jednoho dne.
6. Bezpečnost během měření bude zajištěna řešitelem práce Mgr. Václavem Beránkem. Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní onemocnění, onemocnění pohybového aparátu nebo se bude nacházet ve fázi rekonvalescence. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Při tomto testování se můžete setkat s rizikem pohmoždění ruky. Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.
  7. Tento výzkumný projekt otestuje taktické úderové obranné prvky sebeobranu na velikost impaktních sil. To znamená, že měření určí, jakou maximální hodnotou je možné působit v cíli touto pohybovou akcí. Na základě znalosti této hodnoty lze odhadnout míru rizika zranění, kterou by způsobil obránce útočníkovi při reálném použití z hlediska porovnání s hodnotami odolnosti různých typů tkání. Výsledky mohou být využity pro zvýšení bezpečnosti výuky Speciální tělesné přípravy / kurzů sebeobranu, pro potřeby Integrovaného záchranného systému, zejména Zdravotnické záchranné služby v České republice a pro trenéry profesní sebeobranu pro lékařský i nelékařský personál.
  8. Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocena a je dobrovolná.
  9. Výsledky projektu budou zveřejněny v rámci UK FTVS v elektronické podobě v rámci publikačních výstupů v odborných periodikách a disertační práce.
  10. Práce s osobními daty:  
Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: údaje o tělesné výšce, tělesné váze a pohlaví. Data získaná výše uvedenými metodami, budou bezpečně uchována na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru v budově Západočeské univerzity v Plzni. Přístup k uvedeným datům bude mít pouze hlavní řešitel Mgr. et Mgr. Václav Beránek, MBA). Sběr dat bude probíhat anonymně, probandi budou evidováni s pomocí číselných kódů.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracována a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována jako disertační práce, článek, metodická příručka, monografie, poster, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Fotografie:

Během výzkumu budou pořizovány fotografické materiály komponentů horní končetiny s ohledem na publikace výstupů měření. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Přístup k neanonymizovaným fotografiím bude mít pouze hlavní řešitel. Neanonymizované fotografie budou bezpečně skladovány pod zámkem v uzamykacím prostoru v rámci prostor Západočeské univerzity v Plzni. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

11. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Václav Beránek Podpis: .....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

## Příloha č. 18

*Hodnocení pohybové akce s pomocí vizuální analogové škály bolesti*



(upraveno dle Salaffi et al., 2004)

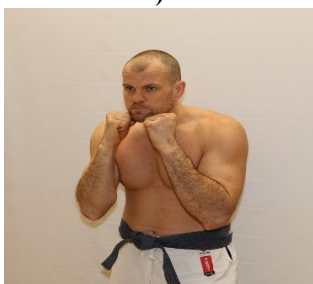
## Příloha č. 19

*Sled pohybových akcí v protokolu měření – silová deska*

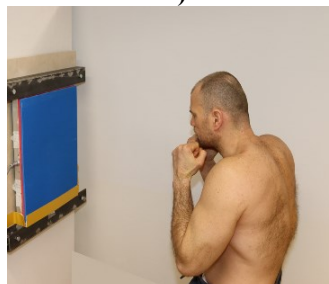
---

**Startovní pozice zpředu a zezadu**

A)

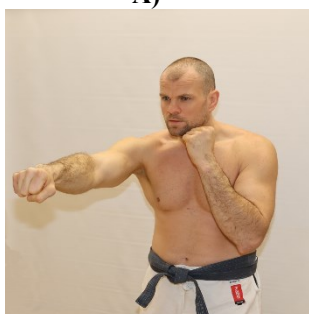


B)



**Úder zatátnou pěstí po přímce zpředu a zezadu**

A)

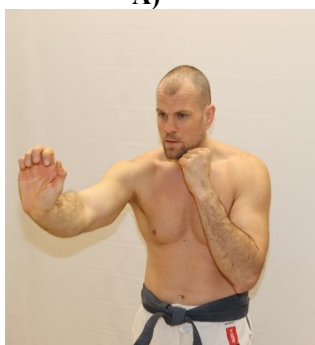


B)



**Úder otevřenou dlaní po přímce zpředu a zezadu**

A)



B)



**Úder loktem po přímce zpředu a zezadu**

A)



B)

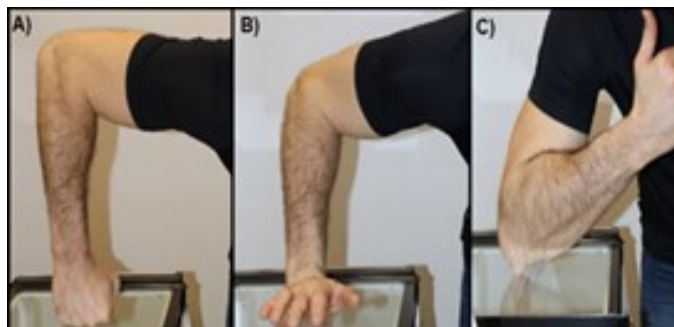


---

(vlastní)

## Příloha č. 20

*Sled pohybových akcí v protokolu měření – podokam, a) úder zaťatou pěstí, b) úder otevřenou dlaní, c) úder loktem*



(vlastní)



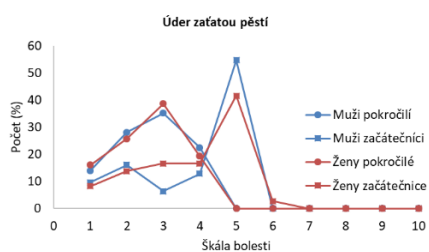
## Příloha č. 21

Výsledky hodnocení škály bolestivosti: procentuální zastoupení na desetibodové škále pro tři typy úderů (a, b, c)

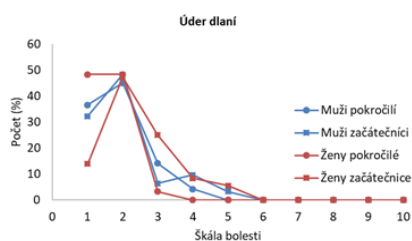
	žádná bolest					nejhorší možná bolest				
Úder zařatou pěstí	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Muži pokročilí	14	28	35	23	0	0	0	0	0	100
Muži začátečníci	10	16	6	13	55	0	0	0	0	100
Ženy pokročilé	16	26	39	19	0	0	0	0	0	100
Ženy začátečnice	8	14	17	17	42	3	0	0	0	100
Úder dlaní	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Muži pokročilí	37	45	14	4	0	0	0	0	0	100
Muži začátečníci	32	48	6	10	3	0	0	0	0	100
Ženy pokročilé	48	48	3	0	0	0	0	0	0	100
Ženy začátečnice	14	47	25	8	6	0	0	0	0	100
Úder loktem	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Muži pokročilí	37	39	7	7	10	0	0	0	0	100
Muži začátečníci	6	10	55	16	13	0	0	0	0	100
Ženy pokročilé	6	16	55	19	3	0	0	0	0	100
Ženy začátečnice	8	14	14	22	25	17	0	0	0	100

(vlastní)

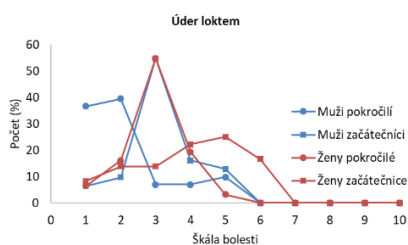
a)



b)



c)



(vlastní)

## Příloha č. 22

### 22.1 Výsledky pro veličinu síly

Výsledky **Lillieforsova testu normality** pro sílu úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Pohlaví	Technika	Normalita	p
Všichni	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ne	<b>0,001</b>
Muži	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,002</b>
	P	Ne	<b>0,001</b>
Ženy	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ano	0,308

(vlastní)

Výsledky **Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu** porovnávající sílu úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Pohlaví	Technika 1	Technika 2	p
Všichni	D	E	<b>&lt; 0,001</b>
	D	P	<b>&lt; 0,001</b>
	E	P	<b>0,008</b>
Muži	D	E	<b>&lt; 0,001</b>
	D	P	<b>&lt; 0,001</b>
	E	P	<b>&lt; 0,001</b>
Ženy	D	E	<b>&lt; 0,001</b>
	D	P	<b>&lt; 0,001</b>
	E	P	0,136

(vlastní)

Výsledky **Wilcoxonova testu** porovnávajícího sílu úderu mužů a žen podle úrovně a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Úroveň	Technika	p
Všichni	D	<b>&lt; 0,001</b>
	E	<b>&lt; 0,001</b>
	P	<b>&lt; 0,001</b>

Začátečníci	D	< <b>0,001</b>
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>
Pokročilí	D	< <b>0,001</b>
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>

(vlastní)

*Výsledky Lillieforsova testu normality pro sílu úderu podle úrovně, techniky a pohlaví subjektu. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Pohlaví	Technika	Úroveň	Normalita	p
Všichni	D	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
Muži	D	Začátečníci	Ne	<b>0,045</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,005</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,006</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
Ženy	D	Začátečníci	Ne	<b>0,002</b>
		Pokročilí	Ano	0,198
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,014</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>

(vlastní)

Výsledky **Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu** porovnávají sílu úderu podle úrovně mezi začátečníky a pokročilými pro skupinu všech subjektů, skupinu mužů a skupinu žen a pro každou techniku úderu zvlášť. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Pohlaví	Technika	p
Všichni	D	< 0,001
	E	< 0,001
	P	< 0,001
Muži	D	< 0,001
	E	< 0,001
	P	< 0,001
Ženy	D	< 0,001
	E	< 0,001
	P	< 0,001

(vlastní)

Shrnutí výsledků **Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu** porovnávajících sílu úderu podle techniky, úrovně a pohlaví. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

			Všichni	Muži	Ženy
Všichni	D	E	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	D	P	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	E	P	0,035	< 0,001	0,326
Začátečníci	D	E	< 0,001	< 0,001	0,037
	D	P	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	E	P	< 0,001	0,990	< 0,001
Pokročilí	D	E	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	D	P	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	E	P	< 0,001	< 0,001	< 0,001

(vlastní)

## 22.2 Výsledky pro hodnoty úderových ploch

Výsledky **Lillieforsova testu normality** pro plochu úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Pohlaví	Technika	Normalita	p
Všichni	D	Ne	0,001
	E	Ne	0,001
	P	Ne	0,001

Muži	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ne	<b>0,001</b>
Ženy	D	Ne	<b>0,002</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ne	<b>0,011</b>

(vlastní)

*Výsledky **Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu** porovnávající plochu úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zaťatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Pohlaví	Technika 1	Technika 2	p
Všichni	D	E	< <b>0,001</b>
	D	P	< <b>0,001</b>
	E	P	< <b>0,001</b>
Muži	D	E	< <b>0,001</b>
	D	P	< <b>0,001</b>
	E	P	< <b>0,001</b>
Ženy	D	E	< <b>0,001</b>
	D	P	< <b>0,001</b>
	E	P	< <b>0,001</b>

(vlastní)

*Výsledky **Wilcoxonova testu** porovnávajícího plochu úderu mužů a žen podle úrovně a techniky. D značí úder zaťatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Úroveň	Technika	p
Všichni	D	0,269
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>
Začátečníci	D	0,984
	E	0,172
	P	< <b>0,001</b>
Pokročilí	D	0,310
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>

(vlastní)

## 22.3 Veličina tlaku

Výsledky **Lillieforsova testu normality** pro tlak úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Pohlaví	Technika	Normalita	p
Všichni	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ne	<b>0,033</b>
Muži	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ano	0,069
	P	Ano	0,500
Ženy	D	Ne	<b>0,004</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ne	<b>0,006</b>

(vlastní)

Výsledky **Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu** porovnávající tlak úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Pohlaví	Technika 1	Technika 2	p
Všichni	D	E	< <b>0,001</b>
	D	P	< <b>0,001</b>
	E	P	< <b>0,001</b>
Muži	D	E	< <b>0,001</b>
	D	P	< <b>0,001</b>
	E	P	< <b>0,001</b>
Ženy	D	E	< <b>0,001</b>
	D	P	0,141
	E	P	< <b>0,001</b>

(vlastní)

Výsledky **Wilcoxonova testu** porovnávajícího tlak úderu mužů a žen podle úrovně a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.

Úroveň	Technika	p
Všichni	D	< <b>0,001</b>
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>

Začátečníci	D	< <b>0,001</b>
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>
Pokročilí	D	< <b>0,001</b>
	E	< <b>0,001</b>
	P	< <b>0,001</b>

(vlastní)

*Výsledky Lillieforsova testu normality pro tlak úderu podle úrovně, techniky a pohlaví subjektu. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Pohlaví	Technika	Úroveň	Normalita	p
Všichni	D	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,012</b>
Muži	D	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,014</b>
Ženy	D	Začátečníci	Ne	<b>0,006</b>
		Pokročilí	Ano	0,074
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ano	0,302
		Pokročilí	Ne	<b>0,046</b>

(vlastní)

*Shrnutí výsledků Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu porovnávajících tlak úderu podle techniky, úrovně a pohlaví. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

			Všichni	Muži	Ženy
Všichni	D	E	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>
		P	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	0,141
	E	P	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>	< <b>0,001</b>

Začátečníci	D	E	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	D	P	0,005	0,015	0,187
	E	P	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Pokročilí	D	E	< 0,001	< 0,001	< 0,001
	D	P	< 0,001	0,001	0,352
	E	P	< 0,001	< 0,001	< 0,001

(vlastní)

## 22.4 Impuls síly

*Výsledky Lillieforsova testu normality pro impuls síly úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Pohlaví	Technika	Normalita	p
Všichni	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,006</b>
	P	Ne	<b>0,001</b>
Muži	D	Ne	<b>0,007</b>
	E	Ne	<b>0,001</b>
	P	Ne	<b>0,001</b>
Ženy	D	Ne	<b>0,001</b>
	E	Ne	<b>0,003</b>
	P	Ne	<b>0,007</b>

(vlastní)

*Výsledky Kruskal-Wallisova testu a post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu porovnávající impuls síly úderu podle pohlaví subjektu a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Pohlaví	Technika 1	Technika 2	p
Všichni	D	E	< 0,001
	D	P	< 0,001
	E	P	< 0,001
Muži	D	E	< 0,001
	D	P	< 0,001
	E	P	< 0,001
Ženy	D	E	<b>0,001</b>
	D	P	<b>0,023</b>



E	P	< 0,001
(vlastní)		

*Výsledky Wilcoxonova testu porovnávajícího impuls síly úderu mužů a žen podle úrovně a techniky. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Úroveň	Technika	p
Všichni	D	< 0,001
	E	< 0,001
	P	< 0,001
Začátečníci	D	< 0,001
	E	< 0,001
	P	< 0,001
Pokročilí	D	< 0,001
	E	< 0,001
	P	< 0,001

(vlastní)

*Výsledky Lillieforsova testu normality pro impuls síly úderu podle úrovně, techniky a pohlaví subjektu. D značí úder zařatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Hodnoty  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

Pohlaví	Technika	Úroveň	Normalita	p
Všichni	D	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,025</b>
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
Muži	D	Začátečníci	Ne	<b>0,008</b>
		Pokročilí	Ano	0,420
	E	Začátečníci	Ano	0,397
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,018</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
Ženy	D	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	E	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>
		Pokročilí	Ne	<b>0,001</b>
	P	Začátečníci	Ne	<b>0,001</b>

Pokročilí      Ano      0,112

(vlastní)

*Shrnutí výsledků **Kruskal-Wallisova testu** a **post-hoc Mannova-Whitneyova U-testu** porovnávající impuls síly úderu podle techniky, úrovně a pohlaví. D značí úder zaťatou pěstí, E úder loktem a P úder dlaní. Statisticky významné rozdíly s hodnotou  $p < 0,05$  jsou vyznačeny tučně.*

			Všichni	Muži	Ženy
Všichni	D	E	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>0,007</b>
	D	P	0,256	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>
	E	P	0,144	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>
Začátečníci	D	E	<b>0,004</b>	<b>0,002</b>	0,210
	D	P	<b>0,008</b>	<b>0,010</b>	<b>0,003</b>
	E	P	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>
Pokročilí	D	E	<b>0,002</b>	<b>0,045</b>	<b>0,005</b>
	D	P	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>
	E	P	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>	<b>&lt; 0,001</b>

(vlastní)

## **Příloha č. 23**

*Experimentální kroky disertačního projektu: seznam publikací*

Beranek, V., Stastny, P., Turquier, F., Novacek, V., Votapek, P. (2022a). Analysis of the Contact Area for Three Types of Upper Limb Strikes. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 7, 50.

<https://doi.org/10.3390/jfmk7020050>

Beranek, V., Stastny, P., Novacek, V., Słomka, K.J., Cleather, D. (2022b). Performance Level and Strike Type during Ground and Pound Determine Impact Characteristics and Net Force Variability. *Sports*, 10, 205.

<https://doi.org/10.3390/sports10120205>

Beranek, V. (2021a). Bojové umění v profesní sebeobraně zdravotnického záchranáře. Západočeská univerzita v Plzni, 1. vydání, Plzeň, 146 s. ISBN 978-80-261-1051-4

<https://doi.org/10.24132/ZCU.2021.10514>

Beranek, V. (2021b). Innovation and Injury Prevention in Teaching Professional Self-Defense for IRS Specialized Professions. Západočeská univerzita v Plzni, Plzeň, 1. vydání, 124 s. ISBN 978-80-261-1050-7

<https://doi.org/10.24132/ZCU.2021.10507>

Beránek, V., Votápek, P. & Stastny, P. (2020a). Force and velocity of impact during upper limb strikes in combat sports: a systematic review and meta-analysis, *Sports Biomechanics*.

<https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1778075>

Beranek, V., Stastny, P., Novacek, V., Votapek, P. & Formanek, J. (2020 b). Upper Limb Strikes Reactive Forces in Mix Martial Art Athletes during Ground and Pound Tactics. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, Oct 24;17(21):7782.

<https://doi: 10.3390/ijerph17217782>