

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Posouzení významu pádové techniky pomocí měření síly
a rychlosti nárazu při pádu stranou**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Phdr. Adam Zdobinský

Vypracoval:

Bc. Petr Lácha

Praha, leden 2023

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu.

V Praze, dne

.....

Podpis

Poděkování

Mé poděkování patří panu PhDr. Adamovi Zdobinskému za odborné vedení diplomové práce, cenné rady, připomínky, ochotu a trpělivost. Také bych chtěl poděkovat panu prof. Františkovi Zahálkovi za možnost vstoupit do laboratoře sportovní motoriky na UK FTVS. Jeho vedení a odborná asistence, zejména při práci se silovou deskou, poskytly nezbytný rámec informací pro úspěšné naměření dat. Zároveň bych chtěl poděkovat probandům, kteří se zúčastnili této práce za jejich odhodlání dosáhnout nejlepších výsledků.

Abstrakt

- Název práce:** Posouzení významu pádové techniky pomocí měření síly a rychlosti nárazu při pádu stranou.
- Cíl:** Cílem této práce je porovnat biomechanické parametry jako je impuls síly, maximální síla a čas mezi řízeným a neřízeným pádem stranou pomocí silové desky.
- Metody:** Pro výzkum byli cíleně vybráni 2 vrcholoví závodníci judo, kteří mají minimálně 10 let zkušeností s tréninkem juda. Jedno z výběrových kritérií byla technická úroveň, která dosahuje minimálně 1.kyu (hnědý pás), který zaručuje technickou vyspělost jedinců. Pro získání dat byla použita biomechanická silová deska od firmy Kistler, která umožňuje měřit sílu a rychlost nárazu v reálném čase. Data byla vyhodnocena pomocí softwaru BioWare. Dále byla provedena deskriptivní analýza výsledků v Microsoft Excel.
- Výsledky:** Z výsledků práce vyplývá, že řízený (kontrolovaný) pád stranou provedený technikou využívanou v judu obecně vykazuje menší průměrnou maximální sílu nárazu, delší čas trvání a vyšší průměrný impuls síly než neřízený (nekontrolovaný) pád stranou.
- Klíčová slova:** Judo, pád, biomechanika pádu, silová deska, maximální síla pádu, impuls síly, rychlost pádu, řízený pád, neřízený pád.

Abstract

Title: Assessment of the significance of falling techniques through the measurement of force and impact velocity during sideways falls.

Goals: The aim of this study is to compare biomechanical parameters of controlled and uncontrolled breakfalls using a force plate, such as force impulse, maximum force and time.

Methods: Two top judo competitors with at least 10 years of judo training experience were purposively selected for the study. One of the selection criteria was the technical level that reaches at least 1st kyu (brown belt) which guarantees the technical maturity of the individuals. A biomechanical force plate from Kistler was used to obtain data which allows real-time measurement of force and impact velocity. The data were evaluated using BioWare software. Furthermore, descriptive analysis of the results was performed in Microsoft Excel.

Results: The results of this study show that a controlled (controlled) sideways fall performed with the technique used in judo generally exhibits a smaller average maximum impact force, longer duration and higher average force impulse than an uncontrolled (uncontrolled) sideways fall.

Keywords: Judo, breakfalls, fall biomechanics, force plate, maximum force, force impulse, fall velocity, controlled fall, uncontrolled fall.

Obsah

ÚVOD	9
TEORETICKÁ ČÁST PRÁCE	10
1 JUDO JAKO SPORT.....	10
2 ZÁKLADNÍ TECHNIKY JUDA.....	11
3 PÁDOVÁ TECHNIKA JUDA	12
3.1 Pád.....	12
3.2 Biomechanika pádové techniky	13
3.3 Systematika pádové techniky	20
3.4 Principy pádové techniky	29
3.5 Pád jako mechanismus úrazů	31
4 VÝZKUMY ZABÝVAJÍCÍ SE PÁDOVOU TECHNIKOU	37
4.1 Pády a jejich následky.....	37
4.2 Pádová technika snižuje sílu nárazu	38
4.3 Aktivní reakce snižující sílu nárazu na kyčel a rameno.....	39
4.4 Hodnocení rizika zlomeniny kyčle v závislosti na směru pádu.....	41
4.5 Vztah mezi silou a rychlostí nárazu.....	43
4.6 Může pádová technika snížit možná rizika pádu?	45
5 SILOVÁ DESKA	48
5.1 Principy.....	49
5.2 BioWare.....	49
PRAKTICKÁ ČÁST PRÁCE.....	50
6 METODOLOGIE.....	50
6.1 Cíle práce.....	50
6.2 Výzkumné otázky	51
6.3. Hypotézy.....	51
7 METODIKA PRÁCE.....	52
7.1 Metodický postup u teoretické části práce	52
7.2. Výzkumný soubor.....	52
7.3 Metody sběru dat.....	53
7.4 Zpracovávání výsledků.....	55
7.5 Naměřené výsledky.....	57
7.6 Vyhodnocení výsledků	65
8 DISKUZE	67
9 ZÁVĚR	70
LITERATURA:	71
PŘÍLOHY:	75

PŘÍLOHA Č. 1 – VYJÁDRĚNÍ ETICKÉ KOMISE UK FTVS	76
PŘÍLOHA Č. 2 – VZOR INFORMOVANÉHO SOUHLASU	78

Seznam obrázků

Obrázek č. 1: Biomechanická struktura (fáze) pádové techniky	13
Obrázek č. 2: Klasifikace pádů	16
Obrázek č. 3: Schéma pádu lidského těla z výšky	17
Obrázek č. 4: Pád vpřed s převratem bez zaražením	26
Obrázek č. 5: Pád vzad bez převratu se zaražením	27
Obrázek č. 6: Pád stranou se zaražením	28
Obrázek č. 7: Pád s nárazem na kyčel	33
Obrázek č. 8: Faktory, které musí selhat, aby došlo ke zlomenině	34
Obrázek č. 9: Síla a rychlost nárazu měřených pádů	38
Obrázek č. 10: Výchozí pozice při měření pádu stranou	39
Obrázek č. 11: Síla a rychlost nárazu jednotlivých částí těla	40
Obrázek č. 12: Síla nárazu ve vztahu ke směru pádu	42
Obrázek č. 13: Vztah mezi silou a rychlostí nárazu	45
Obrázek č. 14: Reflexní značky	46
Obrázek č. 15: Síla nárazu na kyčel s žíněnkou a bez žíněnky z jednotlivých pozic	47
Obrázek č. 16: Biomechanická deska se zobrazením působení vektoru síly	48

Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Systematika pádových technik.....	23
Tabulka č. 2: Faktory ovlivňující zvýšené riziko zlomenin kyčle při pádu.....	32
Tabulka č. 3: Hospitalizovaní podle vnější příčiny poranění	35
Tabulka č. 4: Průměrná síla a rychlost nárazu na bok	44
Tabulka č. 5: Účastníci výzkumu	52
Tabulka č. 6: Zobrazení všech zaznamenaných hodnot v Microsoft excel	56
Tabulka č. 7: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 1	57
Tabulka č. 8: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 1	57
Tabulka č. 9: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 2	58
Tabulka č. 10: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 2	58
Tabulka č. 11: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 1	59
Tabulka č. 12: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 1	59
Tabulka č. 13: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 2	60
Tabulka č. 14: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 2	60
Tabulka č. 15: Neřízený pád stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 1	61
Tabulka č. 16: Řízený pád stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 1	61
Tabulka č. 17: Neřízený pádu stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 2	61
Tabulka č. 18: Řízený pád stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 2	62
Tabulka č. 19: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 1	63
Tabulka č. 20: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 1	63

Tabulka č. 21: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 2 63

Tabulka č. 22: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 2 64

Úvod

Pády jsou běžnou součástí života nejen ve sportu a tělesné výchově, ale i v každodenním životě mimo pracovní či školní prostředí. V teoretické části je podrobně analyzován pojem pád a pádová technika z multidisciplinární perspektivy. Jelikož pády jsou nedílnou součástí života. Některé z nich mohou být natolik prudké a rychlé, že při dopadu na zem může dojít ke zranění (Cumming a spol., 1994). V této práci vychází pádová technika z úpolového sportu judo, kde se pády učí jako první dovednost, protože obsahují takové gymnastické prvky, které pomáhají zlepšit celkovou koordinaci, pohyblivost a orientaci v prostoru (Fojtík, 2001). Dále je v této části rozebírána biomechanika pádu, kde je popsáno jak pohybové mechanismy, síly a důsledky působí na tělo během pádu. Tato analýza se soustředila na faktory, které ovlivňují stabilitu a dynamiku těla v průběhu pádu. Následně byly zkoumány zdravotní aspekty spojené s pády pomocí analýzy zahraničních článků, kde byla identifikována rizika a možná zranění vyplývající z pádů. Součástí bylo také zhodnocení zahraničních výzkumů, které se zaměřovaly na pádovou techniku a experimenty s ní spojené.

Praktická část výzkumu je zaměřená na analýzu neřízeného a řízeného pádu stranou, který prováděli zkušení zápasníci judo. Za řízený pád byl pro naše měření považován ten, který vychází z technického provedení využívaného v judu. Pro toto měření byla využita silová deska od firmy Kistler umístěná v laboratoři sportovní motoriky na UK FTVS. Cílem bylo prozkoumat rozdíly v maximální síle nárazu, rychlosti a impulsu síly mezi oběma typy pádů. Předpokládalo se, že při řízeném pádu dojde k nižším hodnotám maximální síly, impulsu síly a delšímu času pádu. Výsledky měření byly následně vyhodnoceny pomocí programu Bioware, a pomocí deskriptivní analýzy zpracované do tabulek, kde jsou jednotlivé parametry porovnávány.

V závěru práce byly získané výsledky pečlivě zpracovány a vyhodnoceny v souladu s formulovanými hypotézami. Každá hypotéza byla podrobena systematické analýze, která zahrnovala porovnání naměřených hodnot s očekávanými výsledky a interpretaci případných odchylek. Diskuze pak následovala jako klíčová část, kde byly prezentovány možné vysvětlení rozdílů mezi předpoklady a skutečností. V závěrečné části práce byly učiněny shrnující závěry, které refletovaly hlavní poznatky z provedeného výzkumu.

Teoretická část práce

1 Judo jako sport

Judo je úpolový sport, který se zaměřuje na obranu a útok beze zbraně. Tento sport se rozšířil po celém světě a je zařazen do programu olympijských her. Během zápasu se sportovci snaží překonat svého soupeře pomocí naučených technik v rámci jasně stanovených pravidel. Judo lze charakterizovat jako sportovní utkání, které se odehrává ve vzájemném tělesném kontaktu (Fojtík, 1975).

Kolébka a země, kde je judo nejrozšířenější, je Japonsko. Za zakladatele je považován profesor Jigoro Kano (1859–1938), který shrnul, systematizoval a zdokonalil chvaty dřívějšího jiu-jitsu (Fojtík, 1998). V tomto sportu se jednalo o techniky, které vyzdvihovaly do popředí techniky a taktiky boje beze zbraně. Proto se tímto způsobem mohl ubránit slabší jedinec proti silnějším a ozbrojenému jedinci (Březina, 1990).

Judo, což v překladu znamená „jemná cesta“, je moderní japonské bojové umění, které se vyučuje po celém světě jako prostředek pro zlepšení výchovy (Fojtík, 2001). Na rozdíl od jiných japonských bojových umění se v judu nevyužívají údery a kopy. Spoléhá se pouze na techniky hodů, držení, škrcení a páčení. V judu je klíčové využít protivníkův pohyb a sílu proti němu samotnému, což umožňuje i menším a slabším jedincům překonat silnější protivníky. Kromě fyzických dovedností je také důležité umět předpovídat a včas reagovat na kroky soupeře.

Za hlavní prostředky juda se považuje mentální, fyzické a morální zdokonalování jedince, kdy je cílem vytvořit specifický systém tělesné výchovy a mentálního tréninku. Vždy by měla být na místě úcta k soupeři, zdvořilost a také by měl být zachován duch boje (Fojtík, 1998). Názvy technik v judu se do jiných jazyků nepřekládají a zachovaly si stále japonskou tradici (Schäfer, 2007). Stejně tak si ji zachoval i cvičební úbor, který se nazývá „judogi“. Trénink nebo sportovní utkání probíhá na místě jménem „tatami“, což je plocha vyskládaná žíněnkami. Judista vchází na „tatami“ bos bez obuvi či ponožek. Důležitá je i hygiena. Měl by nastupovat umytý a v čistém kimonu. Z bezpečnostních důvodů nemůže mít judista v době tréninku či sportovního utkání náušnice, hodinky ani žádné jiné módní doplňky.

2 Základní techniky juda

Pro řešení bojových situací se v judu využívá široká škála pohybových dovedností, které zahrnují hody, škrčení, držení a páčení. Údery a kopy bývaly také součástí technik. Nyní jsou ve sportovním judu zakázány. Kano založil svůj systém juda na znalostech a zkušenostech ze sumó a jiu-jitsu, kterými se dlouhodobě zabýval. Těmito sporty se inspiroval a přizpůsobil je svému vlastnímu vývoji, kdy pak vytvořil jedinečný styl bojového umění (Fojtík, 1998).

Techniky rozdělujeme do čtyř hlavních skupin. První skupinou je nage-waza, která se zabývá technikami hodů v postoji. Ta se dále dělí na tachi-waza, což jsou techniky hodů s vlastním setrváním v postoji a sutemi-waza, která obsahuje techniky hodů s vlastním pádem. Dále se dělí podle práce a pohybu nohou, boků a paží: Te-waza je technika v níž rozhodující roli hrají paže. Koshi-waza se zaměřuje na roli boků. A ashi-waza je technika, kde hrajou hlavní roli nohy.

Druhá skupina technik se nazývá katame-waza, která má za úkol soupeře znehybnit. Stejně jako první skupina se dále větví na osae-waza (znehybnění soupeře držním) a jime-waza (znehybnění soupeře škrčením). Třetí skupinou technik je ate-waza, která slouží pro sebeobraně účely a je ve sportovním judu zakázána, protože obsahuje útoky v podobě úderů na zranitelná místa těla (Fojtík, 1975).

V této práci se ale budeme zabývat čtvrtou skupinou technik, která se zaměřuje na pády. Její název je ukemi-waza.

3 Pádová technika juda

Pro osvojení techniky je klíčové správné ovládní základních technických dovedností, což zahrnuje i nácvik pádů. Kromě toho, že jsou ochranou padajícího těla, jsou i zrcadlem pohybových schopností jedince ve svém plném významu. Pokud cvičenec neovládá správnou techniku pádu, může to vést k nejistotě a obavám při provádění dalších pohybů v tréninku. Proto se při nácviku této dovednosti klade velký důraz na techniku (Fojtík 2001).

3.1 Pád

Pády jsou běžnou součástí života nejen ve sportu a tělesné výchově, ale i v každodenním životě mimo pracovní či školní prostředí. Přestože každý z nás intuitivně rozumí pojmu pád v kontextu pohybu, jeho přesná definice není jednoznačná. V oblasti tělesné výchovy a sportu se vychází z několika faktorů, které ovlivňují vznik a průběh pádů. Tyto faktory pak slouží jako teoretický a obecný základ pro definici pádové techniky v různých sportech, ale stejně tak i pro pády jako příčinu úrazů v běžném životě (Cumming a spol., 1994).

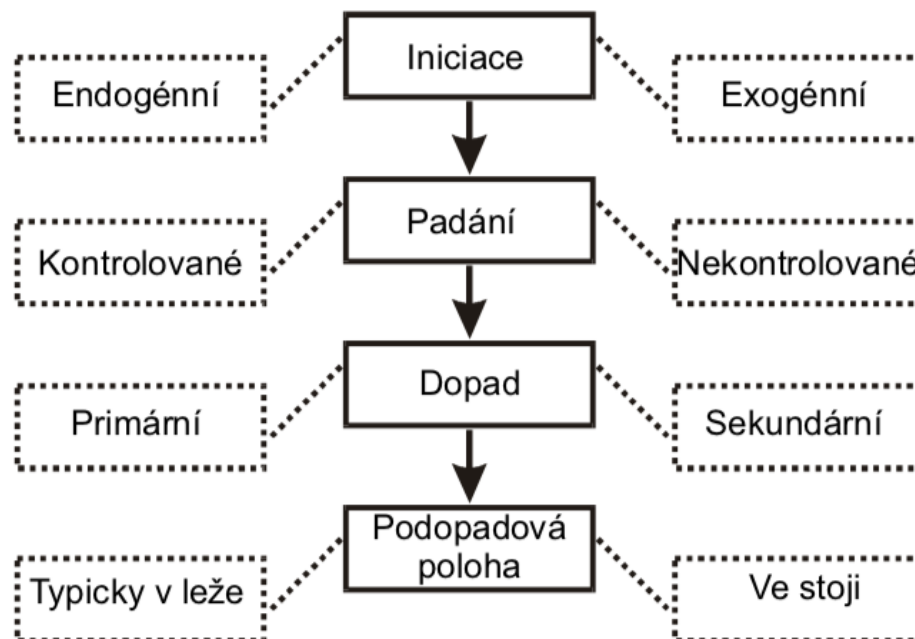
Pojem „pád“ může být definován z několika perspektiv: sportovní, fyzikální, filozofický, lingvistický, medicínský a sportovní, který se dále dělí na gymnastický, hráčský a úpolový. Reguli a spol. (2017) vyzdvihují nutnost rozlišovat pojem pád a pádovou techniku. Pád je obecně „jakýkoliv pohyb těla jako celku i jeho segmentů ve směru gravitační síly“. U pádové techniky se autoři odkazují na Reguliho (2000), kde ji definují jako „náhlou změnu pohybové struktury způsobenou ztrátou rovnováhy ve směru gravitační síly“. Roubíček, který se v r. 1967 a 1971 široce věnoval problematice pádů, uvádí, že *„pokud se jedná o pohyb tělesa směrem dolů vlivem zemské tíže, mluvíme o pádu“*. Pohybová struktura pádové techniky je naučená pohybová dovednost, která se projeví bezpečným obnovením rovnováhy a vytvořením nové plochy opory i jinou částí těla než chodidly.

3.2 Biomechanika pádové techniky

Biomechanikou pádu se ve své disertační práci zabýval Reguli (2007), kde pádovou techniku rozdělil do čtyř fází. Ty na sebe navazují a každá předchozí fáze má za příčinu vznik další. První fází je **porušení rovnovážného systému**, které z mechanického hlediska vyplyne účinkem gravitační síly či jiných sil do samotného pádu. Dále je to **fáze kontaktu s podložkou**. A v poslední řadě **fáze zastavení pohybu**, kterou padající ukončí obnovením stoje, nebo zastavením v dopadové poloze.

1. iniciace (příčina pádu)
2. padání (akcelerace)
3. dopad (kontakt s podložkou)
4. podpadová poloha (obnovení rovnováhy)

U biomechanické struktury pádové techniky Reguli (2008) vychází především z biomechanické struktury pádu podle Strause (2004) a Cartela a spol. (2001), kteří se pády zabývali jen z forenzního a biomedicínského hlediska. Podle Reguliho (2008) je důležité klást největší důraz na dopad a podpadovou polohu.



Obrázek č. 1: Biomechanická struktura (fáze) pádové techniky (Reguli, 2007)

3.2.1 Inicie

Rovnováha je takový stav tělesa, kdy silové pole tvořené všemi působícími silami způsobuje klidový stav („nepohyb“, $v = 0$, tj. statická rovnováha), nebo pohyb rovnoměrný, přímočarý ($v = \text{konst.}$, dynamická rovnováha). Aby byl dosažen tento stav, musí platit podmínka rovnováhy: *součet všech působících sil a silových momentů musí být roven nule* ($\sum F_i = 0$).

U této fáze rozlišujeme vnitřní, či vnější podnět k pádu, či jejich kombinaci. Pádové techniky se týká především zlepšení vnitřních podmínek. Rozdělujeme tak pády na:

- záměrné (úmyslné, s vnitřním podnětem k pádu)
- nechtěné (neúmyslné, s vnějším podnětem k pádu)
 - s vlastním zaviněním
 - s cizím zaviněním (jiné osoby, či předmětu)

K pádu dojde, pokud je rovnovážný systém narušen vnitřními nebo vnějšími příčinami. Působení gravitační síly je pro pád důležité. Podle Roubíčka (1967) a jeho praktických zkušeností, jsou obecné příčiny vzhledem k definovaným pojmům:

- přerušení oporové plochy (zrušení dotyku či styku s podložkou)
 - zrušením – oddělením podstavy tělesa od podložky, respektive u lidského těla úplným přerušením způsobu opory o podložku.
- přerušení závěsu se závěsnou plochou
 - zrušením (poškozením či uvolněním) závěsu, respektive způsobu závěsu.
 - zrušením vlastní závěsné základny (závěsny – závěsné plochy).
- porušení oporové plochy (dotyk s podložkou zůstává)
 - porušením způsobu opory o podložku, respektive styku s podložkou.
 - porušením samotné podložky (posunutím, změnou povrchu).

V jednotlivých případech je zde zřejmá příčinná souvislost, které se mohou kombinovat, a jedna příčina může vycházet z druhé. Tudiž mají společné vlastnosti i s takovými činnostmi, které nemusí mít charakter pádu (Reguli, 2008). Velikost opory plochy je jedním z faktorů, který ovlivňuje stabilitu postoje. Riziko pádu ze stoje na jedné noze je o tolik dost větší než ze stoje na obou nohách (.

Příčina pádu může záviset i od rychlosti lokomoce. Carter a spol. (2002) provedli experiment s dynamickým a kinematickým měřením charakteristik. Pro výzkum si vybrali mladé a zdravé probandy ve věku od 18 ti do 30 ti let. Výsledek výzkumu potvrdil, že zrychlením nebo zpomalením pohybu proti subjektivně optimálně rychlému pohybu při vstávání ze židle, může zvýšit riziko pádu. Je tedy potřeba se více věnovat tomu, jak využívat reakční sílu při zrychlení pohybu dolních a horních končetin při pádu (Reguli, 2008).

Podle Roubíčka (1970) je několik různých možností, jak kategorizovat pádové techniky pro sportovní praxi. Dá se to určit podle příčiny, díky které je pak následkem pád. Impulsem je určitý podnět:

- náhodný (uklouznutí, klopýtnutí)
- záměrný
 - vlastní – úmyslný (například účelové uplatnění a využití pádů, zvláště v některých sportovních hrách)
 - vnější – cizí (po strčení, sražení, úderu, pády při úpolových sportech)

3.2.2 Padání

Lidský pád těla z výšky vychází principiálně z fyzikální podstaty hodnocení vodorovného vrhu tělesa. Pád těla z výšky je možné vysvětlit fyzikálním principem vodorovného vrhu tělesa. Tento pohyb se skládá ze dvou částí - pohybu ve **vodorovném směru** (po ose x) a **volného pádu**. Když tělesu udělíme počáteční rychlost ve vodorovném směru, začne se pohybovat po trajektorii, která tvoří část paraboly. Vrchol této paraboly se nachází v místě, kde těleso bylo vrženo.

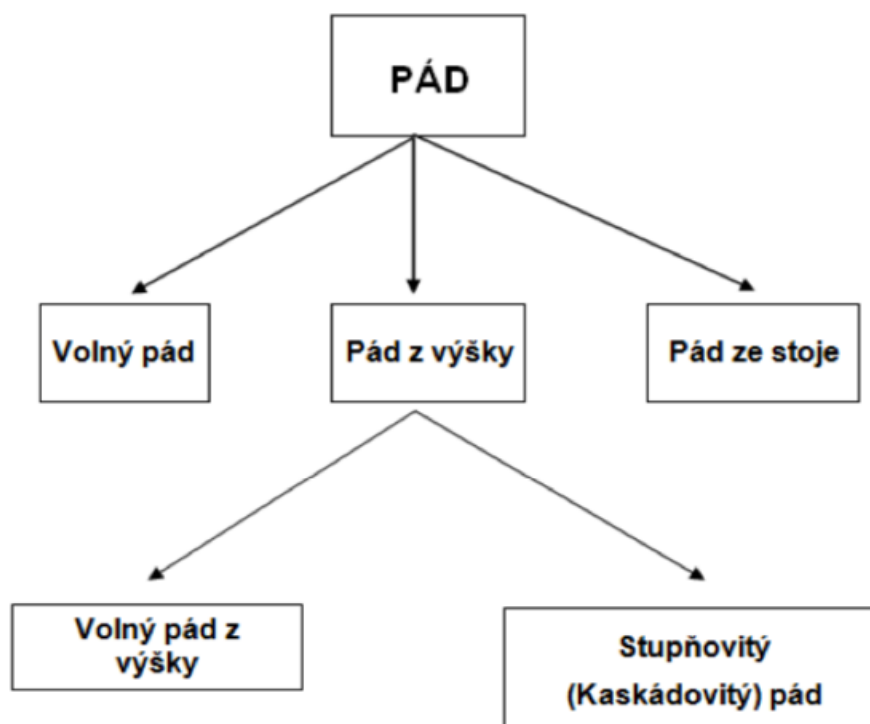
Délka vrhu tělesa závisí na počáteční rychlosti vodorovného pohybu (označované jako V_0) a na výšce (označované jako h), ze které bylo těleso vrženo. Při biomechanickém

hodnocení pádů z výšky je důležité přesně dodržovat zákony fyziky. Abychom objektivně posoudili faktory ovlivňující průběh pádu těla a místo dopadu, musíme zohlednit podmínky, za kterých došlo k přerušení kontaktu těla s podložkou. Samotný pád těla je určen okamžikem, kdy těleso ztratí kontakt s podložkou (Straus, Porada, 2017).

Experimentálně bylo zjištěno, že odpor vzduchu při pádech z výšky, které jsou nad 152 metrů, stabilizuje vertikální rychlost. Pak se odpor vyrovná tíhové síle $F_G = mg$ a rychlost pohybu těla se už dále nezvyšuje (Straus, Porada, 2017).

Straus (2004), který pády rozděluje podle výšky, ze které osoba padá. Považuje za základní pády z hlediska forenzní biomechaniky:

- pád ze stoje (takový pád, u kterého osoba dopadá na podložku, ze které ztratil rovnováhu).
- pád z výšky (pád z výšky do 152 m) – Straus a Porada (2017) je pak dále dělí na volný pád z výšky a stupňovitý (kaskádový) pád.
- volný pád (pád z výšky větší než 152 m).



Obrázek č. 2: Klasifikace pádů (Straus, Porada, 2017)

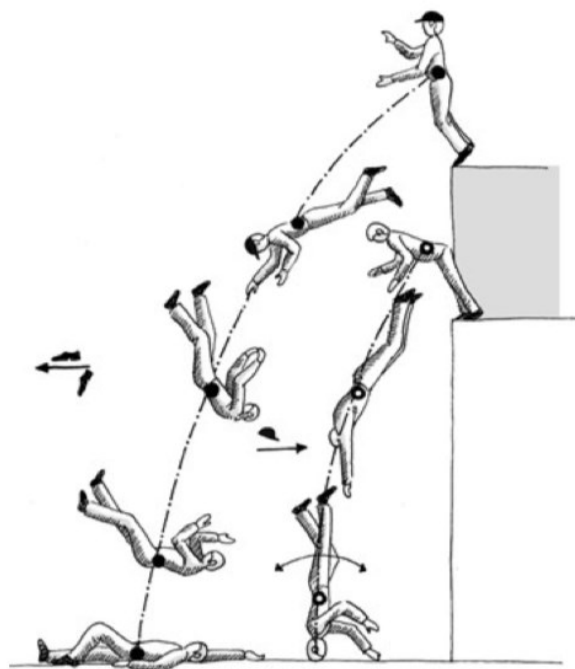
Pád ze stoje

Takový pád vzniká překlopením těla kolem překlopné hrany tvořené přímkou, která prochází plochou opory chodidel. Tělo pak padá buď směrem vpřed či vzad. Co se týče hodnot odporu vzduchu, tak ty v průběhu pádu nehrají skoro žádnou roli a výška pádu jednotlivých částí těla je rozdílná. Výška pádu hlavy na podložku ze vzpřímené polohy těla je přirozeně největší, výška, ze které padají dolní části těla se pak přímo úměrně snižuje. Jako nejčastější úkol forezní biomechaniky je určit, zdali byl pád spontánní nebo byl způsoben úderem (Straus, Porada 2017).

Pád z výšky

K tomuto pádu dochází, nachází-li se tělo na vyvýšené podložce vzhledem k rovině a dojde-li k překlopení těla kolem překlopné hrany a jeho odpoutání od podložky a následnému pádu. Díky přiloženým silám a jejich velikosti se tělo pohybuje buď po parabole, vertikále a ve výjimečných případech i po obecné křivce (Straus, Porada, 2017).

Jedná se o pády z poměrně nízkých výšek, konkrétně do 150 metrů. Během celého pádu dochází k rovnoměrnému zrychlování těla vlivem gravitace, přičemž nepřehlídíme k vlivu odporu vzduchu (Straus, Porada, 2017).



Obrázek č. 3: Schéma pádu lidského těla z výšky (Straus, Porada, 2017)

Z hlediska biomechaniky je třeba o pádu z výšky uvažovat jako o procesu, kde působí vnější síla. Můžeme ji nazvat silou působící či přiloženou. V tomto kontextu vnější síla znamená sílu, která se projevuje v okamžiku, kdy se tělo odlepí od podložky. Tato síla působí na lidské tělo v okamžiku, kdy se člověk odpoutá od podložky, a on sám ji potom může svým pohybem vyvinout (Straus, 2004).

Volný pád

Je charakteristický jako pád těla z velkých výšek nad 152 metrů. „*Pád těla odpovídá do určitého bodu modelu rovnoměrně zrychleného pohybu, jeho rychlost se tedy neustále zvyšuje, až dosáhne svého maxima. Experimentálně bylo zjištěno, že odpor vzduchu stabilizuje vertikální rychlost při pádech z výšky, která je větší než 152 metrů. Odpor vzduchu se poté vyrovná tíhové síle $F_G = mg$ a rychlost pohybu těla se již dále nezvyšuje*“ (Straus, Porada, 2017).

U volného pádu může v určité poloze člověk měnit svou polohu díky aktivní činnosti končetin a celého těla. Od okamžiku odrazu, nebo opuštění opory do okamžiku dopadu může padající získat několik zásadních poloh (Straus et. al, 2004):

- vertikální (hlavou dolů, nohama dolů)
- horizontální (čelem dolů, zády dolů nebo přibližující se poloha k těmto dvěma polohám)

Dále může padající, který aktivně pohybuje končetinami a tělem v čase padání nabývat různých poloh, které ovlivňují polohu těla v okamžiku dopadu. To se pak pády rozlišují podle přítomné, či nepřítomné rotace těla:

- pády s rotací
- pády bez rotace

Rotace při pádu nastává z různých příčin účinkem vnitřních sil (aktivní skok s rotací nebo pohyby končetinami), nebo vnějších sil.

3.2.3 Dopad

„Deformace a destrukce těla v okamžiku dopadu se neřídí zcela podle zákonů mechaniky a fyziky, lidské tělo je značně elastické, má různý stupeň pružnosti a v těchto důsledcích se snižuje síla úderu a destrukce“ (Straus, 2004, s 26). Toto je přesně ta fáze, kde je padající ohrožen možným zraněním. Proto se v úpolech touto fází zabýváme. Předchozí fáze jsou příčinou kontaktu s podložkou a následující fáze jsou jejich následkem (Reguli, 2008).

Gunther (2000) podává základní vzorec pro výpočet dopadové energie. Podle tohoto vztahu je dopadová energie (**DE**) přímo úměrná hmotnosti padajícího (**m**) a druhé mocniny rychlosti (**v**) a nepřímo úměrná času dopadu (**t**) a ploše dopadu (**a**).

$$DE = \frac{mv^2}{ta}$$

Způsob padání velmi výrazně ovlivňuje možný vznik úrazu. Příkladem může být Kim (in Quick, 2003), který studoval způsob padání mládeže a seniorů u iniciovaného pádu vzad. Chtěl po nich, aby se snažili pád tlumit zapažením a dopadem na dlaně obou rukou. Poté zjistil, že senioři paže propínají a díky tomu se 10 až 15krát zvýší síla nárazu oproti mládeži, která padá s pažemi pokrčených v loktech, což zapříčiní zpomalení a plynulé tlumení pádu.

Takový rozdíl může být i mezi trénovanou, či netréňovanou osobou. Autoři Miura, Takeuchi a Ono (2001) zjistili kinematické rozdíly mezi judisty a netréňovanými muži. Oproti judistovi, netréňovaná osoba padala vpřed s trupem v předklonu, nesnížila tak tím rychlost pádu, rotovala vzad a snažila se „chránit“ hlavu, což mohlo ohrozit krční páteř. Zaražení pažemi hraje rozhodující roli u přímých pádů, kde není možný převrat nebo převalení. Paže v tomto případě mají za úkol tlumit dotyk těla s podložkou. Důležitý je tedy stav celkové fyzické připravenosti, podle kterého se určí efektivita zaražení (Reguli, 2008).

Dopad u správně provedené pádové techniky je charakterizován (Reguli, 2008):

- rozložením síly na plochu
- rozložením síly v čase

Podopadová poloha

Podopadová poloha při pádu se vztahuje k poloze těla po dosažení povrchu nebo podložky, na kterou dopadlo (ukončení pohybu). Jedná se o konkrétní umístění těla v prostoru po skončení pádu. Rozlišujeme dvě možnosti ukončení pohybu:

- v leže (nebo v jiné poloze na podložce)
- ve stoje

„Pokud padající u dopadu zastavuje pohyb do lehu, teoreticky až do nulové rychlosti, rychlost zastavení pohybu je přímo úměrná vyvinuté síle v časovém intervalu brždění pohybu a nepřímo úměrná hmotnosti. Pro úplné zastavení pohybu padající potřebuje vyvinout dostatečnou sílu po dostatečně dlouhého časového intervalu. ($\Delta v = F\Delta t/m$). V mnoha případech je padající vnějšími okolnostmi přinucen ukončit pád v leže. Ve sportu je častý přechod z pádu pomocí pádové techniky zpět do stoje tak, aby sportovec mohl pokračovat ve sportovním výkonu. Schopnost rychlého (okamžitého) zaujetí postoje je i ideální dovedností v bojových uměních“ (Reguli, 2007).

3.3 Systematika pádové techniky

Pádové techniky se systematicky rozdělují podle různých kritérií. Jako nejdůležitější kritérium můžeme považovat **směr pádu**. Dále je to **rotace těla**, zejména kolem příčné osy ramen, jelikož se u pádů tento pohyb vyskytuje nejčastěji. Posledním kritériem je potom **způsob tlumení pádu** (Reguli a spol., 2011).

Při pádových technikách je důležité dodržovat biomechanické nebo také sjednocující principy, které tvoří předpoklad úrazové zábrany ve sportu, práci i v běžném životě (Reguli a spol., 2011):

- Tlumení pádu největší možnou plochou těla způsobí rozložení síly. Používá se tlumení nejenom plochou trupu, ale i horních a dolních končetin (u pádů, kde nepůsobí velké síly, je možné na tlumení použít i malou plochu, například dlaňovou část ruky).
- Klouzavé tření, případně přímý náraz je nutno převést na valivé tření. Je nezbytné zabránit klouzání těla po podložce působením horizontálních sil,

které způsobují pád. Klouzání by mohlo vést k oděrkům kůže nebo vážnému poškození tkání.

- Tlumení pádu osvalenými částmi těla. Zamezujeme kontaktu podložky s částmi nepokrytými svaly (klouby, páteř, hlava atd.). Amortizace sil při dopadu je závislá na množství zejména svalové hmoty, s předpokladem dosáhnout jisté tenze pro lepší pružnost a pevnost. Kontakt s částmi těla nepokrytými svaly způsobuje přenos sil do malého prostoru, následkem čehož je poškození tkáně.
- Při snaze o tlumení pádu je cílem dosáhnout co nejdelšího času pro postupné zpomalování. Pohyb při pádu by měl probíhat postupně a bez nárazů. Jedním z přístupů je možnost "předběhnout" určité části těla (obvykle pažemi), aby se pád trupu (nejhmotnější část těla) uskutečnil jako poslední. To vyžaduje dobré prostorové vnímání a schopnost dobře se orientovat. Cílem je dosáhnout postupného a kontrolovaného zpomalení pádu, což může minimalizovat zranění.
- Během pádu je možné využít kinetickou energii pro opětovné zaujetí určité polohy (postoje). To znamená, že část energie, která se uvolňuje při pádu, nemusí být plně tlumena. Namísto toho se část kinetické energie pádu využívá k dosažení původní nebo jiné vyšší polohy, typicky pro zaujetí určitého postavení těla. Jinými slovy, potenciální energie, která se váže k vyšší poloze, je přeměněna na kinetickou energii během pádu, a následně se tato kinetická energie využívá k zvýšení potenciální energie v nové poloze.
- Využití přirozeného pohybu. Je potřeba rychle vyvinout dynamický stereotyp, který je dostatečně pevný a pružný. Klíčové je, aby pohybová struktura při pádu byla podobná přirozeným, vrozeně zakódovaným pohybům. Proto je nezbytné zkoumat techniku pádu z perspektivy vývojové kineziologie. Tímto způsobem lze dosáhnout harmonického a efektivního pohybu při pádu, který lépe odpovídá našemu přirozenému pohybovému vzorci.

Pádová technika je tedy součástí pohybových návyků většiny úpolových aktivit, kterými přispíváme ke snížení úrazovosti. Má význam i v jiných životních aktivitách, ve kterých slouží jako protiúrazová prevence. Pád vzniká součtem několika sil, podle kterého se pády rozdělují (viz. Tab. č 1) (Reguli, 2007).

Jelikož se směr pádové techniky shoduje se směrem předešlého pohybu, resp. se směrem překlopení přes klopnou hranu, dá se pádová technika provádět směrem:

- vpřed
- vzad
- stranou
- kombinovaně (v případě, že se směr v průběhu pádu mění)

Jestli byl pohyb pádu převeden do převratu nebo nikoli, hovoříme o pádech:

- s převratem
- bez převratu

Mohou nastat i specifické případy, kde je nutné počítat i s pády s „převratem“. Jako poslední kritérium je způsob tlumení pádu, pro který je typický pohyb paže, která dynamicky předběhne pohyb trupu a vytváří odpor proti podložce. Tím zpomaluje pád trupu a nohou a stabilizuje padajícího v dopadové poloze. Pro tento pomocný pohyb používáme mnohovýznamové slovo zaražení a rozdělujeme pády (Reguli a spol., 2011):

- se zaražením (tlumení pádu pomocí úderu propnutou horní končetinou do podložky, slangově označováno jako tzv. „odplácnutí“)
- bez zaražení

Pádové techniky rozdělujeme podle dominantního směru pádu, podle otočení kolem osy ramen a podle způsobu tlumení dopadové energie. Tato systematika zcela výstižně a přesně definuje všechny pády. V porovnání s rozdělením od jiných autorů je komplexní a klasifikuje pády ve více (a nejen) sportovních disciplínách (Tab. č. 1).

Dominantní směr	Převrat	Zaražení
Pád vpřed	s převratem	bez zaražení
		se zaražením
	bez převratu	se zaražením
		bez zaražení
Pád vzad	s převratem	bez zaražení
	bez převratu	se zaražením
Pád stranou	se zaražením	
Kombinované pády	vzad s pohybovou strukturou pádu vpřed s převratem	
	vzad s obratem 180°	
	„padající list“	

Tabulka č. 1: Systematika pádových technik (Reguli, 2007).

Před tímto organizovanějším rozdělením, Reguli (2009) dále rozdělil pády podle předcházející lokomoce, podložky při pádu, kontaktu s podložkou, směru pádu a podle rychlosti.

Každý z pádů, který se provádí ve sportovním výkonu se od všech jiných značně odlišuje, jelikož se v průběhu provádění pádů neustále mění podmínky. Plyne to z holistické podstaty úpolové činnosti. Rozděluje se to tímto způsobem proto, že je nezbytné vytvořit takovou systematiku, která bude co nejlépe a nejjednodušeji charakterizovat pád jak z hlediska techniky úpolových spotů, tak z hlediska biomechaniky vzhledem k úrazové prevenci (Reguli, 2009).

Podle předcházející lokomoce:

- z klidové polohy
- z pohybu
- z chůze
- z běhu
- z jízdy (kolo, brusle)

Podle podložky, na kterou padáme:

- žíněnky (tatami)
- palubovka
- trávník

- asfalt
- dlážděná podlaha apod.

Podle kontaktu s podložkou ve všech fázích pádu:

- kontaktní
- bezkontaktní

Podle rychlosti ve fázi padání a dopadu na pády:

- zrychlené
- zpomalené
- indiferentní (neutrální)

Důležité je vědět, že každý sport, si rozděluje pády podle svých vlastních specifik. I autor rozděluje pády jiným způsobem a podle sebe. Dalo by se tedy říct, že každý z pádů, který se provádí v hraničním sportovním výkonu, se od všech jiných odlišuje, protože se mění podmínky, za kterých je pád prováděn.

Například Roubíček (1967,1970) rozděluje pády podle toho, jakým způsobem jsou provedeny takto:

- skulením (zhoupnutím: kolébavý pohyb, kterému se držení těla hodně přizpůsobuje)
- kotoulem (přetáčení - „překulení“ kolem příčné osy těla tvořené spojnicí boků: jednotlivé části trupu se dotýkají země postupně)
- pádovým kotoulem přes rameno: při pádech vpřed se tělo přetáčí vrutem (otáčivý pohyb těla kolem podélné a současně kolem vodorovné osy)
- překotem (pohyb, při kterém se tělo převrací kolem těžiště, bez dotyku země a to vysazeně, na rukou nebo prostě)
- převalem (převalením, případně „přetočením“: valivé pády, při kterých převládá pohyb kolem podélné osy těla.
- přímé – toporně, prohnutě nebo vysazeně v průběhu pádu (tělo převážně napříměno)

Tedeschi (2000) pády rozdělil poněkud jiným způsobem a zaměřil je na bojové umění hapkido:

1. pád vpřed – přímý pád vpřed se zaražením
2. jemná pá vpřed – přímý pád vpřed s postupným tlumením do podporu ležmo
3. pád vzad – pád vzad se zaražením oběma pažemi
4. pád do mostu – pád na horní část zad ze stojky na rukou (nebo půsalto)
5. pád stranou do sedu – pád stranou s přechodem přes podřep
6. pod stranou se švihem – pád stranou s letovou fází
7. pád stranou s přemetem – pád vpřed s převratem a zaražením
8. pád stranou s obratem – pád vpřed s obratem na nohách o 180°

Dále (Ueshiba, 2004) je rozděluje do 5- ti základních technik v aikidu, které se podobně rozdělují i v judu:

- Pád vzad bez převratu se zaražením
- Pád vzad s převratem bez zaražení
- Pád vpřed s převratem bez zaražení
- Pád stranou
- Pád vpřed bez převratu se zaražením (přímý pád vpřed): cvičenec padá toporně vpřed v předpažení pokrčmo nahoru. Dopadá na obě předloktí a dlaně pokrčených paží do vzporu ležmo.

Tato rozdělení mají podle mého své chyby. Jelikož autoři opomíjí některé velmi důležité pády. Jak můžeme vidět, tak Tedeschi (2000) opomíjí pád vzad s převratem bez zaražení.

V judu je technika pádů velmi dobře propracovaná. Dokazuje to i výzkum varšavských badatelů z Fakulty sportovních věd, jehož obsahem bylo porovnání úrazovosti mezi řeckořímskými zápasníky a judisty. Nejprve stanovili hypotézu, která zněla: „V judu dochází k většímu počtu zranění než v řeckořímském zápase.“ Není divu, jelikož vycházeli především ze zápasů juda, kde jsou techniky, které na první pohled vypadají nebezpečně, hlavně kvůli velké míře technik v postoji. Výsledky ukázaly, že 65 % všech zjištěných zranění připadá na řeckořímské zápasníky, což vyvrací původní hypotézu výzkumu. Závěrem tedy byla domněnka, že nižší výskyt zranění je způsoben tím, že je při tréninku juda a zápase stěžejním principem ovládnutí správné pádové techniky (Witkowski a spol., 2015).

Základní judistické pádové techniky jsou podle japonské taxonomie rozděleny takto:

3.3.1 Pád vpřed s převratem bez zaražení (Mae – ukemi)

Tato pádová technika se provádí při pohybu vpřed s vysokou rychlostí (zakopnutí, rychlá chůze, běh nebo při strčení jinou osobou za zády). Pád se vždy provádí výkrokem jedné dolní končetiny a natočením stejnostranné ruky malíkovou hranou vpřed. Loket je mírně pokrčen a prsty směřují vzad. Jako první se při pádu dotýká země malíková hrana ruky, poté předloktí a pokračujeme přes celou paži a rameno diagonálně po zádech. Pád se v závěrečné fázi provádí přes protilehlý bok a pokrčenou dolní končetinou. Dopřednou rychlost pádu dodává nezbytný odraz zadní a následně i přední nohy. Při provedení tohoto pádu je nutné mít hlavu a páteř v postavení mimo osu směru pádu, tím se minimalizuje riziko úderu hlavou o zem a poškození obratlů páteře při dopadu. Se vzrůstající sebedůvěrou cvičenců lze tento pád procvičovat s vyšší rychlostí za běhu, nebo jinými variantami pádu např. se zaražením nebo se ztlumením pádu pomocí úhozu paže o zem. Špatné je provedení kotoulem, tudíž po celé délce páteře. Nepřípustný je i kontakt hlavy se zemí, nebo když je ruka příliš pokrčená a cvičenec padá na loket. K dynamizaci tréninku pádové techniky lze využít dopomoc partnera nebo např. pád vpřed přes překážku (Pavelka, Stich, 2017).



Obrázek č. 4: Pád vpřed s převratem bez zaražením

3.3.2 Pád vzad bez převratu se zaražením (Ushiro – ukemi)

Pád vzad je prvním pádem, kterým začíná samotná výuka pádové techniky v judu a vůbec první pohyby, které si cvičenec osvojuje. Při absenci znalosti tohoto pádu dochází k velmi nebezpečným poraněním, protože v tomto pádu dochází velmi často k úderu temenní části hlavy do podložky a vznikají tak vážné úrazy.

Používá se při pohybu vzad, kdy má tělo opět pouze takovou rychlost, že se dá pohyb zbrzdít pouhým zhoupnutím nebo zaražením. Nejprve dochází ke snížení těžiště těla dolů a poté následuje zhoupnutí. Nohy jsou vytrčeny směrem šikmo vpřed a vzhůru. Paže jsou buď v poloze předloktím u uší a ruce v pěst, kdy chrání hlavu proti kontaktu se zemí. Nebo se dá provádět varianta se zaražením paží u těla v úhlu 45°. V obou případech dochází k tlumení pádu a zaražení, aby nedošlo k převratu těla. Trčením dolních končetin vzhůru vpřed má také smysl obranný proti případnému útoku (Pavelka, Stich, 2017).

3.3.3 Pád vzad s převratem bez zaražení (Ushiro – ukemi)

Tento pád se provádí při pohybu těla vzad, kdy díky velké kinetické energii těla nelze zbrzdít dopad těla pouhým zaražením. Při nácviku pádu z dřepu je důležité nastavení segmentů těla, trup je ukloněn do strany a ruce jsou vždy na straně ramene přes které se převrat provádí. Zároveň chrání hlavu před kontaktem se zemí. Úklon trupu jistí tělo tak, aby byla páteř a hlava mimo osu směru pádu a cvičenec se při provedení pádu vyhnul kontaktu těmito částmi těla se zemí. Se vzrůstající sebedůvěrou cvičenců lze tento pád vzad s převratem procvičovat s vyšší dynamikou, případně strčením. Další variantou je provedení pádu s úhodem dlaněmi a částí předloktí o zem. Úhoz způsobuje ztlumení dopadu těla na zem. Pro nácvik koordinace a orientace v prostoru je nejlepší trénovat pády vpřed a vzad plynule za sebou. Chybou je, když je pád proveden kotoulem po celé délce páteře a v závěrečné fázi končí úderem hlavy o zem (Pavelka, Stich, 2017).



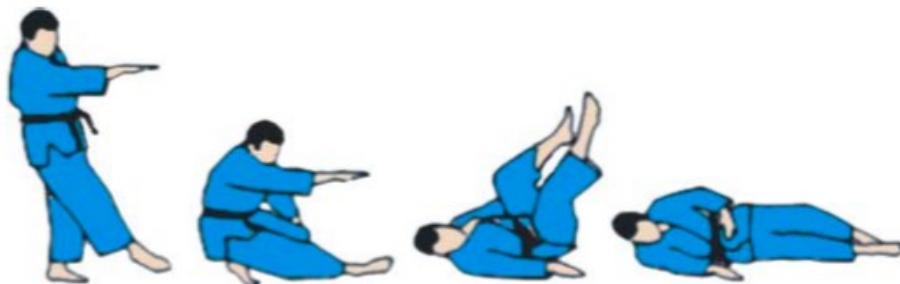
Obrázek č. 5: Pád vzad bez převratu se zaražením

3.3.4 Pád stranou se zaražením (Yoko – ukemi)

Tato pádová technika nachází své velké uplatnění při úpolových hrách. Nezvládnutí správné techniky může vést ke zranění především velkých neosvalených kloubů, např., kyčelní, kolenní, ramenní nebo loketní, dále ke zlomeninám žeber.

Provádí se při pohybu těla zhoupnutím stranou, kdy jedinec končí v pozici lehu na boku. Návčik se provádí z dřepu, kdy je těžiště těla blízko země. Trup padá stranou tak, že se zhoupne a nohy jsou vytrčeny směrem vzhůru. Zároveň dochází k zaražení paže pod úhlem 45°. Tělo je zpevněné a konečná poloha je leh na boku. Zhoupnutí těla a aktivní zaražení paží s výdechem, způsobují ztlumení pádu (Pavelka, Stich, 2017).

Tento pád bude sloužit jako „kontrolovaný pád“ v praktické části této práce.



Obrázek č. 6: Pád stranou se zaražením

Často zde hraje velkou roli strach. Behaviorální výzkum ukázal, že se děti rodí pouze s dvěma přírodními strachy. První je strach z nějakých hluků a druhý je strach z pádu. S průběhem let si lidé vyvinou i další podněty, kterých se bojí. Mnoho z nich se mohou stát kritickými a mohou tak ovlivnit život jedince. Na druhou stranu, nutí to lidi se s těmito strachy vypořádat. To může pak vytvořit důležitý pocit sebevědomí, který se často promítne do schopnosti vypořádat se i s jinými obavami.

3.4 Principy pádové techniky

Principy tvoří jakýsi předpoklad pro vytvoření takové pádové techniky, která nejenže je vhodná pro úpolové disciplíny, kde je potřeba ji zvládat pro možnost provádět různé techniky, ale i pro vytvoření takové techniky pádu, která se využívá i v jiných sportech. Dalším důležitým předpokladem je vytvořit si díky pádové technice úrazovou zábranu, jak ve sportu, práci, tak i v běžném životě.

Jak správně provést pád a zároveň ho i přijmout popsal Micugi Saotome (2004) v knize **Principy Aikidó**: „*Učit se pád, znamená učit se, jak ochránit své tělo před zraněním; musíte být neustále pružní a bdělí. Měli byste být schopni provést pád z jakéhokoli úhlu v kterýkoli neočekávaný okamžik. Takové dovednosti vedou k mistrovství v pokročilých technikách.*“

Roubíček (1970, s.44) mezi hlavní principy zařazuje:

- zásadu valivého pohybu bez vyčnívajících částí těla (končetiny, hlava)
- zásadu postupného dopadu na co největší plochu svalnatých částí těla

Reguli (2007) tyto zásady následně rozšířil a doplnil. Stanovil šest následujících principů:

1. „*Tlumení pádu největší možnou plochou těla způsobí rozložení síly. Používá se tlumení nejenom plochou trupu, ale i horních a dolních končetin (použití hlavy pro tlumení pádu je vyloučeno).*“ Pokud tento princip použijeme, musíme brát ohled na další okolnosti. Jestli-že u pádu nepůsobí velké síly, můžeme tento pohyb ztlumit dlaněmi ruky a vytvoříme tím novou plochu opory.

2. „*Klouzavé tření, případně přímý náraz je nutno převést na valivé tření (valivý pohyb). Působením horizontální složky sil způsobujících pád nesmí dojít ke klouzání částí těla po podložce, protože to může způsobit nejenom lehké oděrky kůže, ale i vážné poškození tkáně.*“ Nedoporučuje se příliš spoléhat na pomoc v podobě různých ochranných pomůcek, které tento princip úspěšně obejdou.

3. V tomto principu je důležité, aby se do kontaktu s podložkou nedostali takové části těla, které nejsou pokryty svalovou hmotou (klouby, páteř hlava atd.) *„Amortizace sil při dopadu je závislá a množství zejména svalové hmoty, s předpokladem dosáhnout jisté tenze pro lepší pružnost a pevnost. Kontakt s částmi těla nepokrytými svaly způsobuje přenos.“*
4. *„Tlumení pádů v co nejdelším čase (snažíme se o postupnou deceleraci).“* Průběh pádové techniky by měl být plynulý bez jakéhokoliv nárazu. Nejčastěji se používá zaražení horními končetinami, které tzv. „předběhnou“ pád trupu, který by měl dopadat jako poslední. Velikou roli zde hraje prostorová orientace.
5. *„Využití kinetické energie pádu na opětovné zaujetí postoje (část energie tedy padající nemusí tlumit).“* Využívá se část kinetické energie pádu na zaujetí původní, anebo jiné vyšší polohy, nejčastěji postoje. Jinými slovy, *potencionální energie ve vyšší poloze je při pádu převedená do kinetické energie a kinetická energie pádu je vzápětí využita na zvýšení potencionální energie.“*
6. *„Využití přirozeného pohybu.“* Je důležité co nejrychleji na pád reagovat a přizpůsobit ho pohybu. *„Nutnost vytvořit co nejrychleji dynamický stereotyp, který bude dostatečně pevný a plasticky závisí od příbuznosti pohybové struktury pádové techniky s pohybovou strukturou přirozených, vrozeně naprogramovaných pohybů.“*

Reguliho principy jsou jasné a srozumitelné. Nicméně, za mě jeden z nejvíce důležitých principů je, že by se hlava měla za každé situace vyhnout kontaktu s podložkou. Je to sice popsáno ve třetím principu, ale podle mého, je zamezení dotyku hlavy s podložkou tak důležité, že je ho třeba zdůraznit samostatně. Jestliže budeme tyto principy dodržovat, tak se každý pád stane relativně bezpečný.

3.5 Pád jako mechanismus úrazů

Pád je jedním z nejčastějších typů mechanismu úrazu. Jedním ze závažných problémů (hlavně u starších lidí) jsou zlomeniny kyčelní kosti. Asi 30 % lidí ve věku 65 let a více každý rok alespoň jednou spadne. Epidemiologické studie předpovídají, že počet zlomenin kyčelních kostí na světě by do roku 2050 vzrostl alespoň na 4,5 milionu (Cooper a spol., 1992). Zlomeniny kyčle jsou u starších lidí spojeny s vysokou úmrtností. Přibližně 90 % zlomenin kyčelních kostí je způsobeno pády (Cumming a Klineberg, 1994).

Naštěstí velmi málo pádů má za následek zlomeniny kyčle. Cambbell a spol. (1989) zaznamenali všechny pády, ke kterým došlo během období jednoho roku u starších osob žijících v nevedeném městě na Novém Zélandu. Bylo zde zaznamenáno 507 pádů, ale pouze 7 z nich vedlo ke zlomenině kyčle. Proč některé pády vedou ke zlomeninám a jiné ne? Lotz a Hayes (1990) zjistili, že průměrná síla potřebná pro zlomeninu krčku stehenní kosti je pouze 10 % síly dostupné při průměrném pádu. To naznačuje, že faktory, které absorbují energii pádu, hrají důležitou roli v etiologii zlomenin kyčle. Cummings a Nevitt (1989) navrhli 4 faktory, které jsou důležité při určování toho, zda konkrétní pád způsobí zlomeninu kyčle (směr pádu, obranné reflexy, tuk a svaly, síla kyčelní kosti) (Cumming, Klineberg, 1994).

Už jen obyčejný pád ze stoje má několikanásobnou potenciální energii, která dokáže zlomit i zdravou kyčel člověka (pád z menší výšky bude mít logicky nižší potenciální energii). Aby se tato energie přenesla na proximální femur, musí k primárnímu nárazu při pádu dojít v blízkosti kyčle. Část energie mohou absorbovat reakce, jako je zachycení nebo tuk a svaly v oblasti kyčle. Pokud energie pádu překročí kritickou hranici, dojde tak ke zlomenině proximálního femuru. Závisí zde tedy na pevnosti kosti pro konkrétní směr a rychlost působící síly. Aby měl pád z výšky za následek zlomeninu kosti, musí být splněna posloupnost všech čtyř podmínek (viz Tabulka č. 2) (Cummings, Nevitt, 1989).

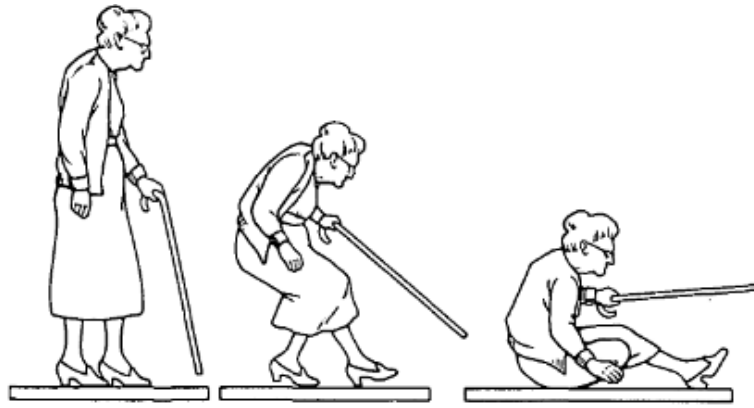
	Ovlivňující faktory
Orientace pádu	<ul style="list-style-type: none"> • Pomalá chůze, • Pád při vstávání z postele nebo křesla • Pád při sestupu schodů nebo obrubníků
Ochranné reakce	<ul style="list-style-type: none"> • Pomalá reakční rychlost horních a dolních končetin • Slabé svalstvo
Kvalita styčných ploch	<ul style="list-style-type: none"> • Malé množství tuku v oblasti kyčle a hýždí • Tvrdý povrch nárazu
Kvalita kostí	<ul style="list-style-type: none"> • Osteoporóza (snížená minerální hustota) • Osteomalacie • Kvalitativní mikroskopické abnormality (mikrotrhliny, velikost krystalů) • Architektonická slabost (ztráta hlavních trabekul, ztenčené kůry, malý průměr kostí)
Další faktory	<ul style="list-style-type: none"> • Sedativa (alkohol, sedativní léky), • Synkopa nebo ztráta vědomí před pádem • Dezorientace • Demence • Náhlá iniciace pádu (kluzké povrchy) • Opožděné rozpoznání pádu (periferní neuropatie, oslabená vestibulární funkce) • Slabost nebo atrofie svalů okolo kyčle • Malé množství tuku v oblasti kyčle a hýždí

Tabulka č. 2: Faktory ovlivňující zvýšené riziko zlomenin kyčle při pádu (Cummings, Nevitt, 1989)

3.5.1 Faktory ovlivňující riziko zlomenin kyčle při pádu

Orientace pádu

Pády, při kterých pánev klesá přímo dolů, stranou nebo vzad, jsou nejpravděpodobnějším typem, které způsobují přímý náraz na kyčel. Taková situace nastane v momentě, kdy buď jedinec stojí na místě, nebo se pohybuje nízkou rychlostí (Obrázek č.3). Naopak pády, které nastanou při větší rychlosti při pohybu směrem vpřed, mají za následek spíše zlomeninu distální části předloktí než kyčle, jelikož bude osoba padat na kolena nebo na ruce. **Rychlost chůze se s věkem snižuje asi o 25 %, jelikož nastává někde mezi 65-85 lety života.** S přibývajícím věkem se tedy zvyšuje podíl osob pohybujících se rychlostí, která zvyšuje riziko zlomení kyčle (Cummings, Nevitt, 1989).



Obrázek č. 7: Pád s nárazem na kyčel (Cummings, Nevitt, 1989)

Obranné reflexy

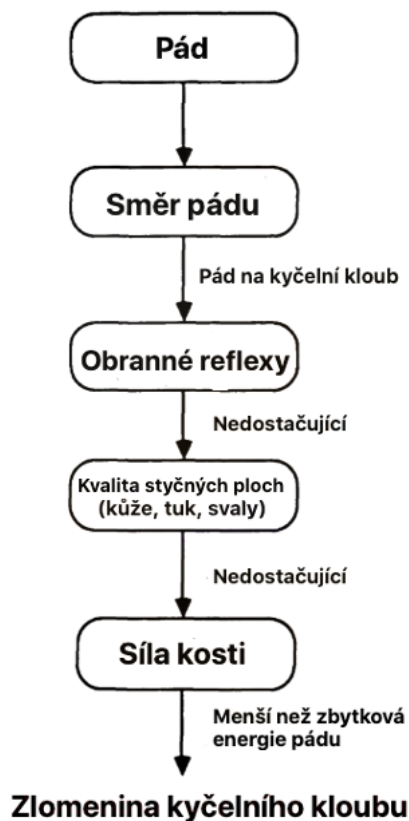
Během padání lidské tělo spouští hned několik typů reflexů a posturálních reakcí, které mohou pádu zabránit. Když se tělo rychle posune nebo změní směr pohybu, rychlost signálů v nervovém systému se zvyšuje a automatické reflexy mohou převzít kontrolu nad naším chováním. Během tohoto obranného reflexu se jedinec snaží rychle reagovat a udržet stabilitu těla tím, že se chce zachytit rukama. To pomáhá tlumit sílu nárazu. Protože proces pádu probíhá rychle, je i účinnost těchto obranných reakcí podmíněna rychlostí provedení. Čas reakce se však s přibývajícím věkem zpomaluje. Stejně jako věk mají negativní účinky na čas reakce i další vlivy, jako je např. přítomnost alkoholu nebo sedativ. Účinnost obranných reakcí závisí také na síle. Při pádu se svaly v těchto oblastech napínají, aby pomohly absorbovat energii nárazu. Klouby v ruce a zápěstí jsou také schopné tlumit sílu nárazu tím, že umožňují flexibilitu a snižují tak riziko přenosu síly nárazu na zbytek těla. Stejně jako v případě rychlosti se i silový potenciál s věkem snižuje, což způsobuje nárůst rizika zranění (Cummings, Nevitt, 1989).

Kůže, tuk a svaly

Pokud je tuková tkáň, která se nachází pod kůží dostatečně silná, může tlumit nárazy a tím snižovat riziko zranění kyčle. Svaly také hrají důležitou roli při mechanické ochraně. Udržují stabilitu a pevnost v kritické oblasti. Pokud jsou svaly dostatečně silné a pružné, mohou tlumit nárazy a tlaky, které by mohly vést ke zlomenině. Navíc, svaly mohou přijímat nárazy a tlaky z jiných částí těla, jakou jsou boky nebo hýždě, a přenášet je dále do jiných částí těla, což také snižuje riziko zlomeniny (Cummings, Nevitt, 1989).

Pevnost kostí

Stehenní kost je nejpevnější a nejdelší kostí v lidském těle. Její konstrukce a hustota z ní činí kost s vysokou odolností vůči zlomeninám schopnou unést velké množství síly. Stehenní kost je klíčová pro podporu váhy těla při pohybu a chůzi. Je složena z několika částí, včetně krčku, hlavy a diafýzy (nejdelší a nejtěžší část kosti). Krček stehenní kosti, je úzký válcovitý segment, který spojuje hlavu femuru s hlavní hřebenovou částí kosti. Hraje důležitou roli při přenášení váhy a přenosu síly mezi pánevním kloubem a dolní končetinou. Kvůli svému umístění a tvaru je krček náchylný k zraněním, jako je například zlomenina krčku, která může mít vážné důsledky pro pohybovou schopnost jedince. Pokud energie z pádu působící na proximální femur (část femuru, která je blíže ke kyčelnímu kloubu) překročí pevnost kosti, dojde tak k jeho zlomenině. U starších lidí dochází ke ztrátě kostní hmoty v důsledku stárnutí (pevnost kosti klesá ve staří o 10-20 %). Kostní tkáň je pak křehká a méně odolná proti zlomeninám, takže i menší náraz nebo pád může způsobit zlomeninu (Cummings, Nevitt, 1989). Zlomeniny stehenní kosti u starších osob představují významný celosvětový problém ve veřejném zdraví (Cheng a spol., 2011).



Obrázek č. 8: Faktory, které musí selhat, aby došlo ke zlomenině (Cummings, Nevitt, 1989)

3.5.2 Vnější příčiny a četnost úrazů způsobené pády

V následující tabulce můžeme vidět poranění vnějšími příčinami, ve kterých jsou uvedeny právě i pády. Tyto úrazy jsou u nás zaznamenávány Ústavem zdravotnických informací a statistiky České republiky. Jsou zde uvedeny informace o počtu hospitalizovaných během roku 2016-2017.

Vnější příčiny nemocnosti a úmrtnosti	počet hospitalizovaných
Dopravní nehody:	17 104
Pády:	126 616
Vystavení neživotným mechanickým silám:	10 858
Náhodné (u)tonutí a potopení:	75
Vystavení životným mechanickým silám:	3 207
Kontakt s jedovatými živočichy, rostlinami:	843
Elektrický proud, ozáření, kouř, oheň, plamen:	6 988
Úmyslné sebepoškození:	3 232
Napadení (útok):	3 385
Komplikace zdravotní péče:	11 345
Ostatní vnější příčiny:	14 152
Celkem:	197 805

Tabulka č. 3: Hospitalizovaní podle vnější příčiny poranění (ÚZIS, 2017)

Jak můžeme vidět v tab. č. 3, tak nejčastějšími vnějšími příčinami poranění, které si vyžádaly nemocniční péči jsou pády.

Zranění při pádu jsou způsobena součtem sil, které při pádu působí na naše tělo. Při pádech z větší výšky může mít dopad pro naše tělo deformační účinky. Můžeme se zranit i při pádech z chůze, pokud naše tělo vystavíme nepřirozeným pohybům, nebo když celá síla pádu působí na zranitelnou část těla.

Jako jeden z hlavních činitelů v součtu sil je gravitace. Můžeme si to uvést na příkladu u mravence. Ten totiž může spadnout z výšky několikanásobně větší, než je on sám a žádné zranění se mu nikdy nestane. Kdybychom my padali například na Měsíci, kde je přibližně 6x menší gravitace (Bednařík & Šíroká, 2000), počet zranění, která se vyskytují u pádu, by se výrazně snížil.

Jsou případy, kdy nemůžeme zamezit zranění ani za pomoci správné pádové techniky nebo vzhledem k podmínkám pádovou techniku použít. Riziko zranění se zvyšuje například u hromadných pádů, u pádů ve velkých rychlostech, na nebezpečném terénu, při omezené pohyblivosti a podobně (Reguli, 2007). Mezi sporty s nejčastějším výskytem pádů patří sportovní hry a individuální sporty (Roubíček, 1967).

V následující tabulce můžeme vidět četnost úrazů, které způsobily pády. Ellis a Trent (2001) sledovali záznamy úrazů u dospělých hospitalizovaných osob dvacetiletých a starších, způsobenými pády (n=242 166) z Kalifornských úrazových nemocnic v letech 1995 až 1997.

Typ pádu	počet	%	průměr na 100 000 na rok
Na nebo ze schodů	10 638	4	16
Na nebo z žebříku nebo plošiny	7 367	3	11
Z budov nebo jiných staveb	3 857	2	6
Do otvoru nebo jámy v zemi	678		1
Z jedné úrovně na druhou:	27 838	11	41
ostatní pády	10 340	4	15
židle	7 129	3	11
postel	6 293	3	9
Invalidní vozík	2 023	1	–
sedačka	1 064	+	2
jiný nábytek	444	+	10
útes/skála	432	+	1
zařízení hřiště	113	+	0
Na stejné úrovni uklouznutím, zakopnutím	99 630	41	147
Na stejné úrovni v kontaktu s jinou osobou	2 315	1	3
Ostatní a nspecifikované pády	89 841	37	133

Tabulka č. 4: Četnost úrazů podle typu pádu (Ellis a Trent, 2001)

4 Výzkumy zabývající se pádovou technikou

4.1 Pády a jejich následky

J. Parkkari a spol. (1998) prováděli studii, která měla za cíl zjistit, jak pacienti se zlomeninou kyčelního kloubu padají, a porovnat mechaniku jejich pádů s pády, které neměly za následek zlomeninu kyčelního kloubu. Šlo tedy o to získat hlubší pochopení etiologie a patogeneze zlomenin kyčle a možnosti jejich prevence. Během října (1994) - května (1996) bylo vyšetřeno 206 pacientů, kteří čerstvě utrpěli zlomeninu kyčle a 100 kontrolních osob, kteří zlomeninu kyčle nikdy neměli. Kritériem pro zařazení do studie bylo, že ke zlomenině došlo maximálně 24 hodin od příjezdu do nemocnice. Osoby v kontrolní skupině utrpěly pád, který se stal náhodou a neměl za následek zlomeninu kyčle. Charakteristika pádu byla zjišťována osobním rozhovorem a vyšetřováním.

Výsledky ukázaly, že u 98 % pacientů se zlomeninou kyčle byla zlomenina způsobena pádem. Většina z nich (76 %) uvedla, že spadla přímo na bok. U 48 případů zlomenin byli přítomni svědkové, kteří to potvrdili. U 56 % pacientů byl vyzorován čerstvý krevní výron v hlubších tkáních spojený s otokem na velkém trochanteru proximálního femuru. To naznačuje, že osoby se zlomeninou kyčle často utrpěli zranění přímým nárazem na velký trochanter (J. Parkkari a spol., 1998).

Významně se lišil i směr pádu. Většina pacientů se zlomeninou kyčle (76 %) uvedla, že spadli přímo na bok, přičemž 12 % těchto pacientů mělo šikmý pád vzad. 38 % kontrolních osob padalo přímo nebo šikmo vpřed a 27 % šikmo vzad. Pacienti se zlomeninou kyčle, kteří byli v plné mentální způsobilosti, padali častěji přímo na kyčel než pacienti s demencí. Ti druzí si častěji zlomili kyčel po šikmém nárazu na bok, kdy se jim nepodařilo pád přerušit (J. Parkkari a spol., 1998).

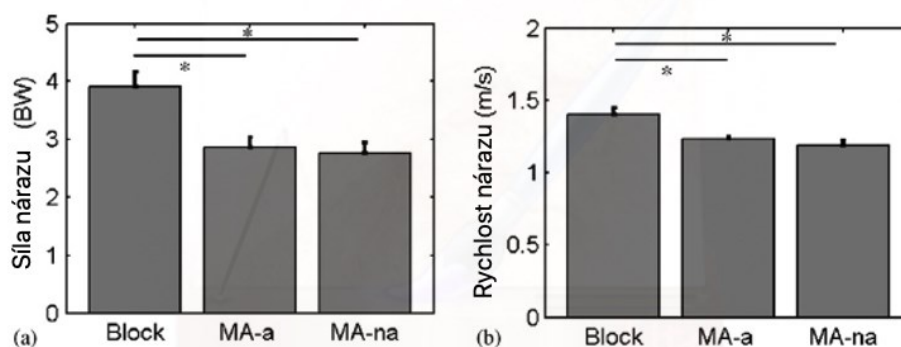
Celkově lze tedy říci, že pády přímo přispívají k vzniku zlomenin kyčle a jejich prevence by měla zahrnovat opatření ke snížení rizika pádu a ochranu kyčelního kloubu před nárazem.

4.2 Pádová technika snižuje sílu nárazu

B. Groen a spol. (2007) prováděli výzkum, který porovnával sílu a rychlost nárazu při pádu stranou s oporou o ruku a dopadem přímo na bok. Vycházeli ze studie Cumminga a Klineberga (1994), která poukazovala na fakt, že nekontrolovaný pád stranou je nebezpečný, jelikož může u starších osob způsobit zlomeninu kyčle. Cuuming a Klineberg (1994) ve své studii uvedli, že jako prevence pro snížení nárazu by mohla sloužit pádová technika. Teorie B. Groena a spol. (2006) byla taková, že pokud člověk padá na bok, chce ve většině případů tlumit pád tím, že se opře o ruku. Což potvrdil i výzkum, který provedli Hsiao a Robinovitch (1998). To vyvolalo obavy kvůli možnému riziku zranění zápěstí. Groen a spol. (2006) se tedy zabývali tím, jestli je lepší zmírnit náraz dopadu opřením se o ruku, nebo se do pádu takzvaně „položít“, a tlumit jej rozložením váhy do podložky, což je provedení formou judistické techniky. Pro měření vybrali šest probandů ve věku 24-25 let s váhou 65-70 kilogramů, kteří měli minimálně 13 let zkušeností s tréninkem juda. K měření jim sloužila deska od firmy Kistler o velikosti 0,6 x 0,4 m. Pro analýzu pohybu používali kamerový systém značky Primas. Na měřicí zařízení padali probandi stranou a z kleku.

Měřily se dohromady tři pády:

- Pád stranou s nárazem ruky o desku (Block)
- Pád stranou se zaražením (MA-a)
- Pád stranou bez zaražení (MA-na)



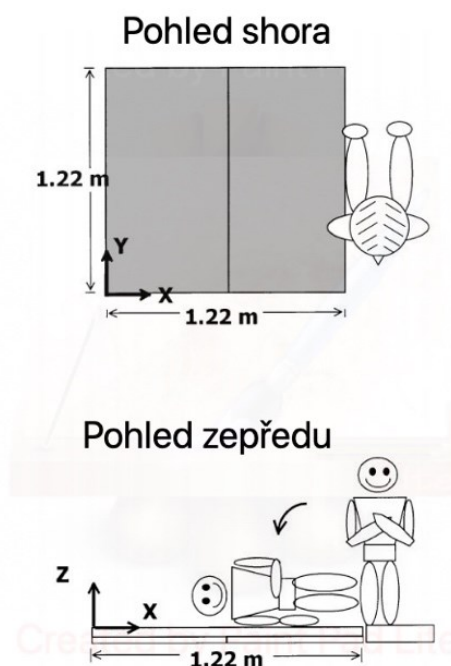
Obrázek č. 9: Síla a rychlost nárazu měřených pádů (B.E. Groen a spol., 2006)

Z obrázku č. 9 je patrné, že síla i rychlost nárazu u pádu s oporou o horní končetinu má nejvyšší hodnoty. Konkrétně se při pádech provedených judistickou

technikou snížila síla nárazu do kyčle o 30 %. Výsledky dále ukázaly, že mezi pádem stranou se zaražením a bez zaražení byly naměřeny minimální rozdíly. Pro ochranu kyčle tedy není zásadní, jestli je pád stranou proveden se zaražením nebo bez. Zaražení paže může být výhodnější v případě, že by se jednalo o ochranu hlavy či ramene. Takové zjištění však bylo nad rámec prováděného výzkumu. Závěr této studie je tedy takový, že provedení pádu stranou kontrolovaným způsobem bez opory o horní končetinu je nejvýhodnější. Vzhledem k silovému působení do podložky lze usoudit, že tento způsob nejvíce předchází potenciálnímu zranění (Groen a spol., 2006).

4.3 Aktivní reakce snižující sílu nárazu na kyčel a rameno

Co se týče použití opory ruky při pádu do strany, tak podrobněji se tomuto tématu věnovali M. B. Sabick a spol. (1999). Jejich výzkum byl založen na aktivní reakci jedince, který při pádu používá ruce ke zmírnění nárazu. Použití ruky totiž může být důvod, proč jen malé procento pádů končí zraněním. Cílem tedy bylo zjistit, jaký je rozdíl mezi pádem se zaražením paže, pádem s rozložením váhy po podložce (judistickou technikou), a pádem s přímým nárazem na zem (obr. č. 10). Výzkumu se účastnilo 9 probandů ve věku 25-55 let, kteří jsou členové klubu aikido a dokonale ovládají pádovou techniku. K měření jim sloužila silová deska o rozměrech 1,22x1,22 m, která byla pokryta 2,5 cm tlustou pěnovou podložkou. Náraz byl zaznamenán při rychlosti 1000 Hz/3 s. Účastníci prováděli pády vždy z kleku bokem k silové desce (Obrázek č. 10).

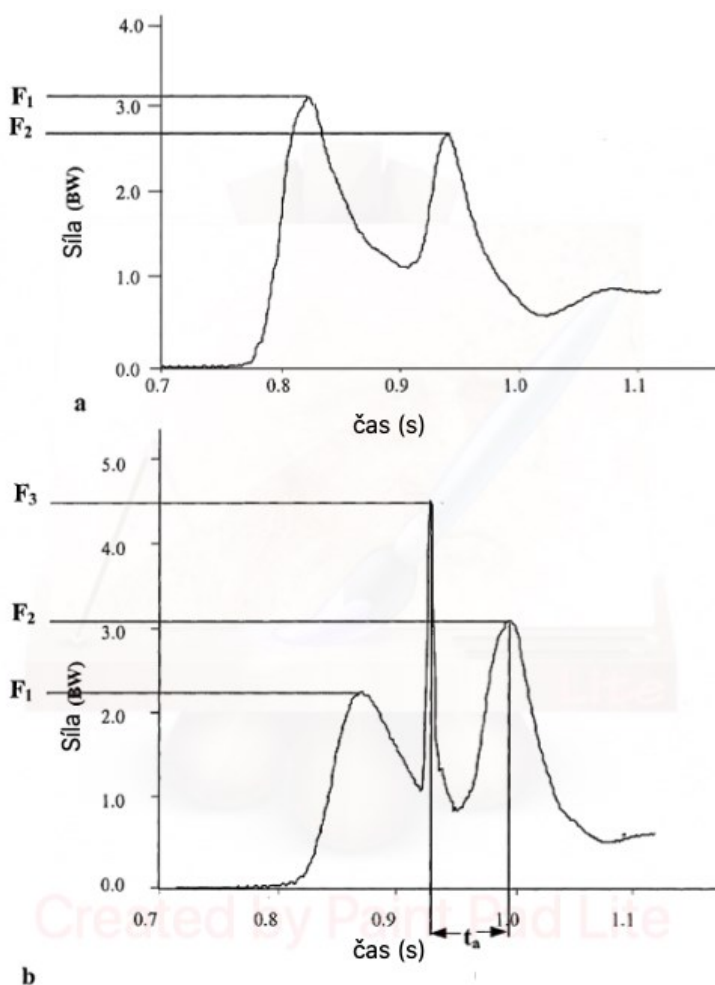


Obrázek č. 10: Výchozí pozice při měření pádu stranou (Sabick a spol., 1999)

Byly měřeny tři typy pádů:

- Pád stranou se zaražením paže (nataženou končetinou, celou plochou do země)
- Pád stranou bez zaražení s rozložením váhy po podložce (judistickou technikou)
- Pád stranou se zkříženými pažemi před hrudníkem (přímý náraz na zem)

Jedinci prováděli každý pád 9x. Měřila se síla a rychlost nárazu na **kyčel, rameno a ruku (zaražení)**. Výsledná síla nárazu byla normalizována vůči tělesné hmotnosti probandů. Během pádu byly vytvořeny časové křivky síly a rychlosti nárazu jednotlivých částí těla. Všechny naměřené pokusy byly zprůměrovány. V následujícím grafu jsou naměřeny výsledky prováděných pádů (Obrázek č. 11).



Obrázek č. 11: Síla a rychlost nárazu jednotlivých částí těla (Sabick a spol., 1999)

($F1$) je síla nárazu kyčle, ($F2$) síla nárazu ramene a ($F3$) síla nárazu paže. Dále pak byla měřena doba absorpce (ta), což je charakterizováno jako interval mezi silou nárazu ramene a paže.

Výsledky studie ukázaly, že pády se zaražením paže měly nejnižší naměřené hodnoty (v oblasti kyčle a ramene). Naopak nejvyšší hodnoty byly naměřeny u prudkých pádů se zkříženými pažemi. Opakovaná měření pak ukázala, že maximální hodnota nárazové síly na kyčel a rameno se mění na základě toho, jaký pád byl prováděn. Průměrné hodnoty síly nárazu na kyčel se pohyboval okolo 0,18-3,62 BW (jednotka vztažená k hmotnosti probanda). Co se týče ramene, tak se hodnoty pohybovaly kolem 1,06-5,16 BW. Závěr studie byl tedy takový, že síla nárazu na kyčel a rameno byla u pádu se zaražením paže o 12-16 % nižší než u pádu se zkříženými pažemi. Síla nárazu mezi prudkým a uvolněným pádem se tolik nelišila. Zaražení o paži tedy může být důvod, proč jen malé procento pádů končí zraněním (Sabick a spol., 1999).

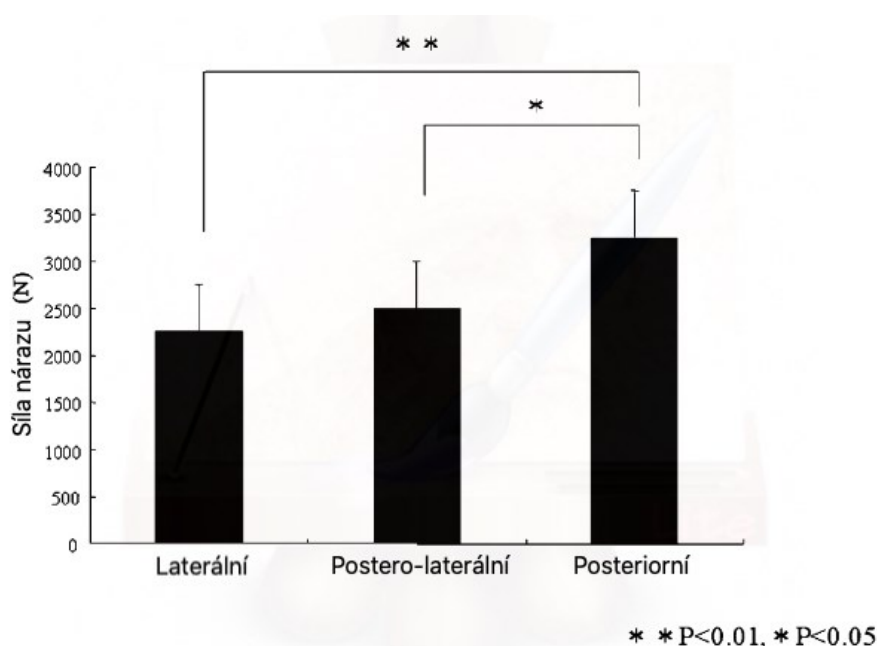
4.4 Hodnocení rizika zlomeniny kyčle v závislosti na směru pádu

Existuje mnoho faktorů, které mohou přispět ke vzniku zlomeniny kyčle při pádu stranou. Kromě síly nárazu mohou hrát roli také směr pohybu a směr úderu. Například, když je síla působící na femur směřována více postero-laterálně, může snížit potřebnou sílu ke zlomení proximálního femuru až o 24 %. Výzkumy navíc prokázaly, že změnou směru lze ovlivnit při pádu do strany zatížení kyčle. Teorie naznačuje, že ochranný efekt techniky bojových umění může být podceňován, pokud nejsou brány v úvahu všechny faktory, které ovlivňují riziko zlomeniny kyčle při pádu do strany (Greenspal a spol., 1998). Tímto tématem se více zabývaly M. Nankaku a spol. (2005), kteří měli za cíl vyhodnotit riziko zlomeniny kyčle na základě směru pádu, a dále objasnit faktory, které sílu dopadu při pádech (na kyčel) ovlivňují. Výzkumu se zúčastnilo 8 plně zdravých probandů ve věku 20-33 let. Každý z probandů měl na sobě připevněno 28 reflexních značek.

Probandi dohromady prováděli pády do tří směrů a ze stoje:

- Laterálního (stranou)
- Postero-laterálního (45° směrem dozadu a stranou)
- Posteriočního (dozadu)

Padalo se na měřicí zařízení od firmy Bertec model 9090S z USA, na kterém byla umístěná 13 cm tlustá žíněnka. Směr pádu byl kontrolován pomocí úhlu mezi stranou měřicího zařízení a čarou spojující obě paty před pádem (byl veden připevněnou páskou na podlaze). Pokud proband padal laterálně nebo postero-laterálně, byl instruován, aby padal vpravo. Před výzkumem byli probandi instruováni, aby se vyhnuli ochranným pohybům jako je krok, pokrčení kolen nebo opření se o ruku (zaražení). K měření pohybu během pádu sloužil třírozměrný analyzátor pohybu (CCD) skládající se ze čtyř kamer. Z tohoto zařízení a Zatsiorského metody byl pak vytvořen model lidského těla (Nankaku a spol., 2005).



Obrázek č. 12: Síla nárazu ve vztahu ke směru pádu (Nankaku a spol., 2005)

Analýza CGs (gait analysis) a fotografie z CCD kamer ukázala, že probandi v laterálním a postero-laterálním směru silně narazili na podložku pravým velkým trochanterem a laterální částí dolní končetiny. Při pádu v posteriovním směru všichni padali na hýždě bez známky silného dopadu na velký trochanter. Průměrná síla dopadu byla v laterálním směru 2 251,6 N, v postero-laterálním 2 497,7 N, a v posteriovním 3 247,4 N. Síla dopadu v posteriovním směru byla tedy výrazně větší oproti ostatním směrům. Rychlost dopadu byla 1,99 m/s v laterálním směru, 2,25 m/s v postero-laterálním směru a 1,86 m/s v posteriovním směru. Výsledkem této studie je tedy to, že směr pádu a faktory jako je výška a délka dolní končetiny ovlivňují při pádu riziko zlomeniny kyčle. Jako nejrizikovější se ukázaly pády v postero-laterálním směru, protože měli nejvyšší rychlost dopadu (Nankaku a spol., 2005).

4.5 Vztah mezi silou a rychlostí nárazu

Rychlost dopadu je dalším důležitým faktorem při posuzování závažnosti pádu. Zatímco síla dopadu udává množství energie, které působí na tělo při nárazu na podložku, rychlost dopadu se zaměřuje na tempo, s jakým tělo na podložku narazí. Rychlost dopadu je obvykle měřena jako rychlost tělesa v okamžiku kontaktu s povrchem a udává, jak se při pádu rychle tělo pohybuje směrem dolů. V případě pádu může rychlost dopadu ovlivnit závažnost a riziko zranění. Čím vyšší je rychlost dopadu, tím větší je síla, kterou tělo přenáší na povrch, což může zvýšit pravděpodobnost zlomenin a jiných vážných zranění. Nicméně, samotná rychlost dopadu nedokáže plně popsat závažnost pádu, protože síla dopadu závisí také na dalších faktorech, jako je hmotnost těla, úhel dopadu a mechanické vlastnosti povrchu, na který tělo dopadá. V kontextu studie, kterou prováděli Groen a spol. (2007) bylo zkoumáno, zda rychlost dopadu může sloužit jako platný ukazatel rozdílů závažnosti pádu mezi různými technikami. Výsledky naznačily, že i když existuje střední vztah mezi rychlostí dopadu a silou dopadu, tyto hodnoty se lišily v závislosti na použité technice pádu. To znamená, že při srovnatelných rychlostech dopadu byly síly dopadu nižší při použití technik bojových umění než při použití techniky pádu s opřením se o paži.

Do výzkumu bylo zapojeno 5 žen, které měly minimálně 11 let zkušeností s pádovými technikami. Dohromady byly měřeny 3 různé techniky pádů, přičemž každý pád byl měřený desetkrát.

- Pád stranou s opřením se o paži (Block.)
- Pád stranou pomocí techniky využívané v judu se zaražením (MA-a)
- Pád stranou pomocí techniky využívané v judu bez zaražení (MA-na)

K naměření výsledků sloužila silová deska Kistler (2400 Hz) a kinematická data (Primas, 100 Hz). Podobně jako ve většině studií, kde se řešila problematika ohledně snížení závažnosti pádu, byla síla i kinematická data analyzována pouze ve vertikálním směru. K určení, zda jsou síla a rychlost dopadu na bok ovlivněny technikou pádu, byla použita analýza rozptylu (ANOVA). Pro zjištění rozdílů mezi technikami byly použity post hoc t-testy s Bonferroniho korekcí. Pro každou techniku pádu byl použit lineární regresní model k určení vztahu mezi silou dopadu na bok (závislá proměnná) a rychlostí dopadu na bok (nezávislá proměnná). Kromě toho byl pomocí SPSS určen efekt techniky

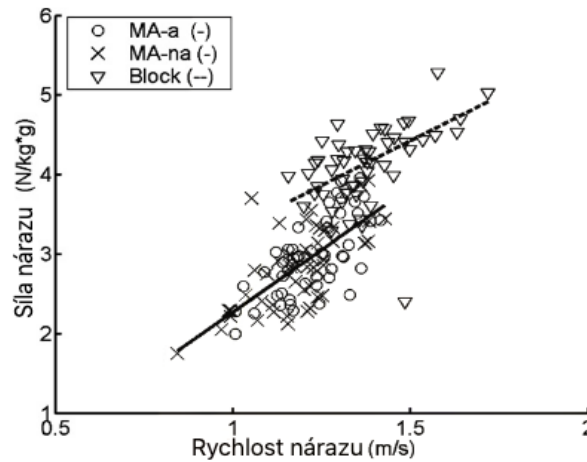
pádu (odrážející se rozdíly v interceptu) a interakce mezi technikou pádu a rychlostí dopadu (odrážející se rozdíly ve sklonu) prostřednictvím zahrnutí fiktivních proměnných pro techniku a techniku vynásobenou rychlostí dopadu. Pro lineární regresní modely bylo kritérium pro vstup proměnných v modelu stanoveno na hodnotu $p = 0,05$ (resp. $p = 0,1$). Úroveň významnosti byla pro všechna měření stanovena na hodnotu $p = 0,05$.

Měření ukázalo, že průměrná síla dopadu na bok při pádech, které byly prováděné technikou využívanou v judu (MA), byla o 30 % nižší než u pádu stranou s opřením se o paži (Block). Průměrná rychlost dopadu na bok při pádech MA byla o 12 % nižší než u pádů s opřením se o paži (Block). Mezi dvěma různými technikami MA z kleku nebyly nalezeny žádné významné rozdíly (Tabulka č. 5).

Pádová technika	Síla (N/kg)	Rychlost (m/s)
Block	4.14 (0.43)	1.37 (0.12)
MA-na	2.83 (0.51)	1.18 (0.12)
MA-a	2.97 (0.48)	1.22 (0.10)

Tabulka č. 4: Průměrná síla a rychlost nárazu na bok (B.E. Groen a spol., 2007)

Obrázek č. 13 pak zobrazuje vztah mezi silou a rychlostí nárazu. Při porovnání pádů se stejnou rychlostí dopadu byla síla v pádech s opřením se o paži vyšší než v pádech prováděné judisitckou technikou. Rychlost dopadu vysvětluje 40 % variabilitu síly dopadu u pádů s opřením se o paži, a 50 % variabilitu síly dopadu u judistických pádů ($p < 0,001$). Lineární regresní model pro všechny typy pádů společně ukazuje, že existuje lineární vztah mezi rychlostí a silou dopadu ($p < 0,001$, $\beta = -0,580$), který závisí na technice ($p = 0,006$, $\beta = 1,21$). Nebyla pozorována žádná interakce mezi technikou a rychlostí dopadu ($p = 0,091$, $\beta = 0,77$) (Groen a spol., 2007).



Obrázek č. 13: Vztah mezi silou a rychlostí nárazu (B.E. Groen a spol., 2007)

Výsledky naznačují, že při porovnávání rychlostí dopadu mají pády **Block** vyšší sílu dopadu než pády **MA**. Rychlost dopadu vysvětluje významnou část variability síly dopadu v obou technikách. Lineární regresní model ukazuje, že existuje lineární vztah mezi rychlostí dopadu a silou dopadu, který je specifický pro každou techniku. To znamená, že změny v rychlosti dopadu mají vliv na sílu dopadu. Tento vztah se však mezi technikami liší. Nebyla nalezena žádná interakce mezi technikou a rychlostí dopadu, což naznačuje, že technika nemá vliv na rychlost dopadu (Groen a spol., 2007).

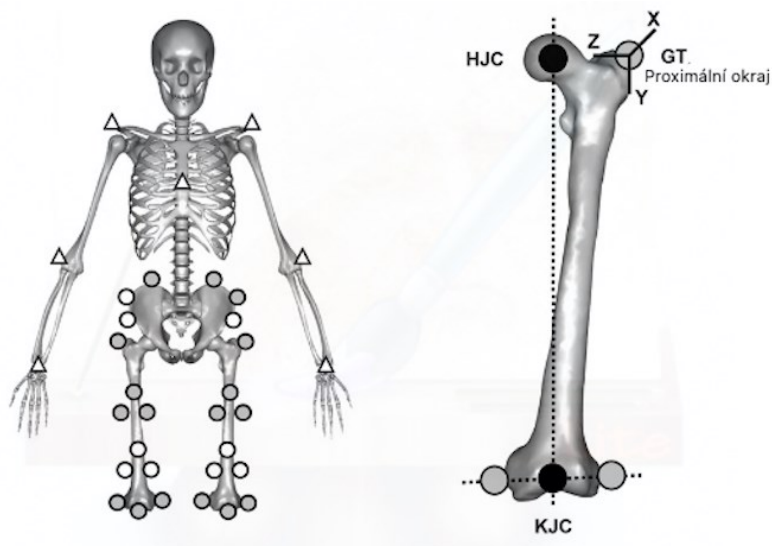
Závěrem lze říci, že rychlost dopadu je užitečným indikátorem pro hrubý odhad síly dopadu při pádu. Avšak při srovnávání rozdílů mezi různými technikami pádu není rychlost vždy spolehlivým prediktorem. V případech, kdy nelze provést přímá měření síly dopadu, mohou být použity metody kombinující rychlost dopadu s odhady energie před a po dopadu, které poskytují přesnější informace o závažnosti pádu a pomáhají lépe porozumět rozdílům mezi jednotlivými technikami (Groen a spol., 2007).

4.6 Může pádová technika snížit možná rizika pádu?

Stáří s sebou přináší řadu zdravotních potíží. Jednou z nich jsou zlomeniny stehenní kosti v důsledku pádů stranou na kyčel. Tato forma úrazu je častá u starší populace, a může mít závažné důsledky pro zdraví a pohybovou schopnost jedinců. Nicméně existuje možnost, jak minimalizovat riziko takových zlomenin, a to za pomoci pádových technik. Přesto je třeba si uvědomit, že riziko zlomeniny stehenní kosti závisí také na konkrétní konfiguraci zatížení, tedy směru a místě, kde síla na kost působí. S ohledem na tuto skutečnost byla provedena studie, jejímž cílem bylo zhodnotit, jaký

vliv má pádová technika, povrch dopadu a výška pádu na sílu dopadu při pádu stranou. Tuto studii provedli van der Zijden a spol. (2012).

Výzkumu se zúčastnilo 12 zkušených zápasníků judo (9 mužů, 3 ženy). Probandi měli více jak 10 let zkušeností s tréninkem juda. Měřen byl pád stranou s opřením se o paži (Block) a pád stranou se zaražením provedený judistickou technikou (MA), který byl prováděn ze dvou pozic (klek, stoj). Data byla zaznamenána pomocí kamerového 3D systému pro analýzu pohybu (Vicons, Oxford, Velká Británie) s frekvencí 200 Hz. Síla dopadu byla měřena pomocí silové desky (1200 mm x 1200 mm, Bertecs Corporation, Columbus, USA) s frekvencí 2400 Hz. Experiment se skládal z jedné kalibrační série a tří sérií pádů. V kalibrační sérii bylo na anatomické orientační body připevněno celkem 33 reflexních značek. První pokusy v této sérii byly statické (bez pohybu), a sloužily k určení polohy anatomických orientačních bodů (např. proximálního okraje velkého trochanteru (GT) a epikondylů v lokálním souřadnicovém systému definovaném třemi referenčními značkami na každém příslušném segmentu. Dále byly zaznamenány pohyby flexe a extenze, abdukce a addukce plus vnitřní a vnější rotace kyčelního kloubu, aby bylo možné odhadnout centra kyčelního (HJC) a kolenního (KJC) kloubu.



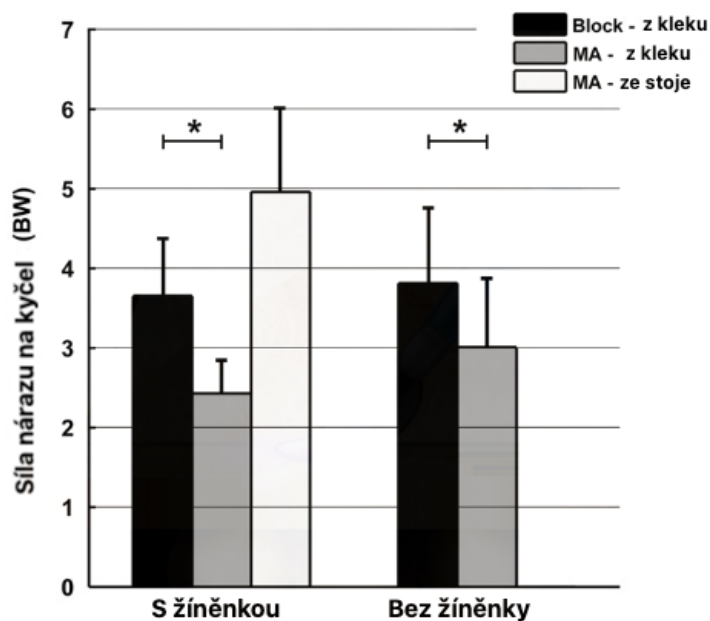
Obrázek č. 14: Reflexní značky (van der Zijden a spol., 2012)

Následně probandi prováděli dvě techniky pádů. Pád stranou s dopadem na propnutou paži a pád stranou provedený judistickou technikou (obr. 15). Měřeny byly dohromady tři série (A, B, C). V každé sérii bylo provedeno 10 opakování z každého pádu. První (A) a třetí (C) série byla měřena pomocí silové desky, na které byla umístěná

pěnová žíněnka (40 mm polyuretanové pěny, Agglorexs, Lommel, Belgie). V druhé sérii (B) žíněnka na desce nebyla. Třetí série (C) se zaměřovala na pád ze stoje, kdy kvůli bezpečnostním důvodům byl prováděný pouze pád s judistickou technikou (MA) a celkový počet opakování bylo 6. Maximální síla nárazu do kyčle byla definována jako první hodnota vertikální síly působící na desku, a byla normalizována podle tělesné hmotnosti probandů (BW). Údaje o pohybu a síly byly analyzovány za účelem určení konfigurace zatížení stehenní kosti v okamžiku největšího nárazu na kyčel.

Ke zkoumání vlivu techniky pádu (Block / MA) a povrchem dopadu (s žíněnkou / bez žíněnky), byla použita vícerozměrná analýza rozptylu (MANOVA). Pearsonovy korelační koeficienty totiž ukázaly, že výsledné proměnné spolu souvisejí. Když výsledné proměnné nevykazovaly žádnou vzájemnou korelaci, byla následně provedena jednorozměrná analýza rozptylu (ANOVA). Stejný statistický přístup byl použit ke stanovení rozdílů v konfiguraci zatížení mezi pády MA (na podložku) z kleku a ze stoje. Hladina alfa byla stanovena na 0,05.

Analýzy rozptylu ukázaly, že u pádů z kleku nebyly mezi jednotlivými technikami pádů významné rozdíly. Pád na žíněnku rovněž nezměnil směr ani polohu vektoru síly. ANOVA ukázala významný vliv techniky pádu ohledně nárazu na kyčel. Celkově technika pádu MA snížila náraz do kyčle o 1 070,5 BW (27 %) ve srovnání s technikou pádu Block (Obrázek č. 15).



Obrázek č. 15: Síla nárazu na kyčel s žíněnkou a bez žíněnky z jednotlivých pozic (Van der Zijden a spol., 2012)

Cílem této studie tedy bylo zjistit, jaký vliv má technika pádu, povrch dopadu a výška pádu na sílu nárazu (velikost) a konfiguraci zatížení (směr a místo působení vektoru síly) stehenní kosti při pádu stranou. U pádů stranou z polohy kleku snížila technika pádu MA ve srovnání s technikou pádu Block nárazovou sílu na kyčelní kloub o 27 %, což odpovídá předchozím zprávám o 12-28% snížení nárazové síly na kyčelní kloub ve srovnatelných experimentálních studiích pádů od Sabicka a spol., 1999, Groen a spol., 2007, Weerdesteyn a spol., 2008). Výzkum zjistil, že při pádech z kleku nebyl technikou MA ovlivněn směr, a ani bod působení síly zatížení na stehenní kost. Vzhledem k tomu, že nárazová síla byla technikou MA snížena a konfigurace zatížení se nezměnila, tak se dá předpokládat, že se riziko zlomeniny sníží, pokud jedinec ovládá pádovou techniku (Van der Zijden a spol., 2012).

5 Silová deska

Pro mou diplomovou práci jsem využil laboratoř sportovní motoriky na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Zde jsem měl možnost si zapůjčit silové desky typu 9286AA od firmy Kistler. Je vyrobena z kovového materiálu, který umožňuje přesné a opakované měření síly. Deska obsahuje piezoelektrické senzory, které přeměňují mechanickou energii na elektrický signál a umožňují tak měřit velikost a směr působící síly. K měření využívá vícekomponentní snímač síly, který nám poskytuje tři výstupní signály, z nichž každý přísluší jiné komponentě obecného vektoru síly. V desce jsou zabudovány čtyři snímače, přičemž každý je uložen v jednom rohu. Výstupní parametr z měření na silových deskách je vektor reakční síly podložky. Tři vzájemně kolmé komponenty silového vektoru jsou označeny jako F_x , F_y , F_z .



Obrázek č. 16: Biomechanická deska se zobrazením působení vektoru síly (www.kistler.com)

5.1 Principy

Jedním ze základních principů pro měření sil je tedy piezoelektrická technologie. Ta využívá piezoelektrického jevu určitých materiálů, které na svém povrchu produkují elektrický náboj (pokud jsou zatěžovány). Náboj je pak odváděn elektrodou do elektrického zařízení, které se nazývá nábojový zesilovač. Úkolem tohoto zesilovače je převést náboj na elektrické napětí a zesílit ho na tzv. normované napětí (± 10 V). Jako snímače síly sami o sobě působí piezoelektrické materiály. To znamená, že při zatížení produkují elektrický náboj na svém povrchu bez toho, aniž by k tomu potřebovali externí napájení. Jako historicky první snímače se používaly přírodní materiály, jako je křemen. V dnešní době se používají syntetické materiály, jako je synteticky vytvořený krystal nebo tzv. piezokeramika (feromagnetická keramika) (Vojáček, 2007).

5.2 BioWare

Program BioWare je speciálně vyrobený pro práci se silovými deskami firmy Kistler v mnoha odvětvích biomechaniky. Například v rehabilitaci může zkoumat chůzi či rovnováhu. Samozřejmě má své využití i ve sportu, kde program slouží pro analýzu nárazu. Dá se ale využít i v průmyslu. BioWare shromažďuje všechna naměřená data a zpracovává signál, který přichází ze silové desky. Následně všechna data analyzuje. Obsahuje funkce jako je měření síly, momentu, COP, 3D vektoru, koeficientu tření (COF, coefficient of friction). Program tato data exportuje a importuje ve více variantách a v určitých časových úsecích, popřípadě jejich spojením provádí i analýzu frekvence (Kistler.com).

Praktická část práce

6 Metodologie

Tato práce je založena na kvantitativním výzkumu. Konkrétně se zaměřuji na měření maximální síly a rychlosti nárazu při pádech stranou, a to s využitím biomechanické desky firmy Kistler. Tento přístup umožňuje objektivní a opakovatelnou analýzu pádových technik a porovnání kontrolovaných (řízených) a nekontrolovaných (neřízených) pádů.

6.1 Cíle práce

Cílem této práce je systematicky zkoumat, zda existuje signifikantní rozdíl v síle a rychlosti nárazu při dopadu na zem mezi dvěma různými pády (řízeným a neřízeným pádem stranou). K dosažení tohoto cíle využíváme biomechanickou silovou desku od firmy Kistler, která umožňuje měření síly a rychlosti nárazu s vysokou přesností, což nám umožní objektivně porovnat oba typy pádů a identifikovat případné rozdíly mezi nimi.

Výsledky mohou poskytnout důležité informace o biomechanických aspektech pádů, což může mít významné důsledky pro prevenci úrazů a rozvoj tréninkových programů zaměřených na pádovou průpravu.

Aby byl cíl splněn, je nutno splnit následující body:

1. Získat teoretické znalosti o biomechanické desce, a prozkoumat její potenciální aplikace v oblasti sportu.
2. Vybrat vhodné probandy, kteří splňují požadavky pro měření.
3. Rozdat jedincům informovaný souhlas o použití naměřených dat.
4. Prakticky provést měření na zvolené skupině jedinců, které má jasně daná pravidla.
5. Vybrat vhodnou možnost vyhodnocování naměřených údajů.
6. Porovnat a vyhodnotit jednotlivě naměřené údaje mezi sebou.

Naměřené výsledky pak budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce.

6.2 Výzkumné otázky

Je možné snížit maximální sílu nárazu a rychlost pádu stranou pomocí pádové techniky?

6.3. Hypotézy

HA1: Při provedení pádu stranou za použití pádové techniky bude maximální síla nárazu statisticky rozlišitelně nižší než při pádu stranou bez použití pádové techniky.

HA2: Při provedení pádu stranou za použití pádové techniky bude impuls síly statistiky rozlišitelně nižší než při pádu stranou bez použití pádové techniky.

HA3: Při provedení pádu stranou za použití pádové techniky bude rychlost pádu statisticky rozlišitelně nižší než při pádu stranou bez použití pádové techniky.

7 Metodika práce

7.1 Metodický postup u teoretické části práce

Teoretická část diplomové práce byla sestavena na základě dostupných informací z českých i zahraničních literárních a informačních zdrojů týkajících se problematiky pádové techniky a jejího využití v různých kontextech, zejména v oblasti prevence úrazů a v tréninku. V rámci práce jsou zpracované i zahraniční výzkumy, které se zabývaly pádovou technikou, při čemž zkoumaly možnosti testování a hodnocení.

7.2. Výzkumný soubor

Pro výzkum byli cíleně vybráni 2 vrcholoví závodníci judo, kteří mají minimálně 10 let zkušeností s tréninkem juda. Jedno z výběrových kritérií byla technická úroveň, která dosahuje minimálně 1.kyu (hnědý pás), který zaručuje technickou vyspělost jedinců, a zároveň dokonalé provedení techniky.

	VĚK	VÁHA	VÝŠKA	TECHNICKÁ ÚROVEŇ
Proband č. 1	22 let	77 kg	183 cm	2. dan
Proband č. 2	26 let	105 kg	190 cm	1. kyu

Tabulka č. 5: Účastníci výzkumu

Před samotným testováním byl každý z účastníků podrobně seznámen s průběhem měření. Probandi prokázali své pochopení postupu testování, a následně podepsali informovaný souhlas s tím, že jejich data budou použita v rámci této diplomové práce. Tento informovaný souhlas byl předem schválen etickou komisí a je možné si ho prohlédnout v příloze. Všechna měření proběhla v laboratoři sportovní motoriky UK FTVS.

7.3 Metody sběru dat

Pro získání dat byla použita biomechanická silová deska, konkrétně deska od firmy Kistler, která umožňuje měřit sílu a rychlost nárazu v reálném čase. (viz. teoretická část).

7.3.1 Popis měření

Pro měření dat byla využita biomechanická silová deska typu 9286AA od firmy Kistler. Data byla zachycena a zaznamenána na počítači s využitím softwaru BioWare, jak je popsáno v teoretické části této práce. Vše se měřilo v laboratoři sportovní motoriky na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, která mi umožnila vstup do laboratoře.

Probandi byli pozváni na měření, které probíhalo v jednom dni. Na desce byli měřeni jednotlivě, kdy každému z nich byl individuálně vysvětlen postup měření. Rozcvičení nebylo standardizované. Každý z probandů měl možnost se před měřením individuálně rozcvičit, aby nedošlo v průběhu testování k žádnému zranění. Rizika byla minimalizována pomocí měkké pěnové žíněnky (tatami), která zmírnila dopad na desku, a zabránila tak možnému vzniku odřenin či naraženin.

Měřily se 2 typy pádu stranou. **Kontrolovaný** (řízený) a **nekontrolovaný** (neřízený). Tyto pády pak byly prováděny z několika výchozích pozic:

- Pozice č. 1: sed
- Pozice č. 2: klek sedmo
- Pozice č. 3: vysoký klek
- Pozice č. 4: dřep

Dohromady tedy probandi provedli 8 pádů, z nichž 4 byly nekontrolovanou a 4 kontrolovanou formou. Z každé pozice se prováděly 3 pokusy, takže celkový počet pádů byl 24.

Měření nekontrolovaného pádu stranou:

- Proband zaujmul pozici sedu bokem k deskám. Následně spadnul stranou na bok na desky.
- Takto pak provedl pád ze všech zbývajících pozic (klek sedmo, vysoký klek, dřep).

Měření kontrolovaného pádu stranou:

- Proband zaujme pozici sedu bokem k deskám. Následně provede pád stranou pomocí techniky využívané v judu.
- Poté to stejným způsobem provedl ze všech zbývajících pozic (klek sedmo, vysoký klek, dřep).

Probandi zahájili pád po vlastním rozhodnutí, bez vnějšího signálu.

Instrukce probandům pro zahájení nekontrolovaného pádu:

„Zaujmi výchozí pozici (sed, klek sedmo, vysoký klek, dřep) bokem k měřicím deskám s tatami tak, aby celá horní polovina těla dopadla na desky. Následně překřiž ruce před hrudníkem. Až budeš připravený, proved' neřízený pád stranou na žíněnku bez známky použití techniky využívané v judu. Po provedení pádu zůstaň nehybně v pozici, do které jsi spadl“.

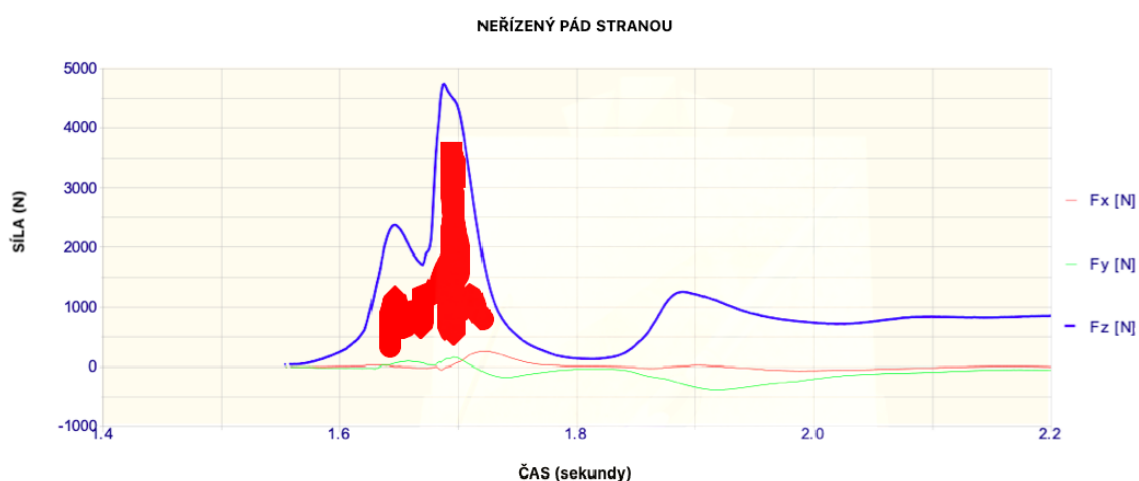
Instrukce probandům pro zahájení kontrolovaného pádu:

„Zaujmi výchozí pozici (sed, klek sedmo, vysoký klek, dřep) bokem k měřicím deskám s tatami tak, aby celá horní polovina těla dopadla na desky. Až budeš připravený, proved' pád stranou bez zaražení pomocí techniky využívané v judu. Po provedení pádu zůstaň v pozici, do které jsi spadl“.

7.4 Zpracování výsledků

Silová deska byla propojena se softwarem BioWare (od firmy Kistler). Tento software poskytoval ucelený přehled o síle působící na desku v průběhu pádu, a zobrazoval informace formou grafů i numerických dat, včetně maximální síly, rychlosti a impulsu síly pádu, což jsou klíčové ukazatele. Tato komplexní data byla exportována do Microsoft Excel, kde byla dále provedena deskriptivní analýza. Tato metodologie měření umožnila podrobnou a systematickou analýzu silových charakteristik pádů stranou.

7.4.1 Popis grafů



Obrázek č. 17: Neřízený (nekontrolovaný) pád stranou

Výše prezentovaný graf znázorňuje výsledky získané prostřednictvím měření na biomechanické silové desce. Tento graf sleduje dynamiku pádových technik zobrazující klíčové ukazatele. Prvním ukazatelem **maximální síla** (F_{max}), což je vrcholový bod grafu, který představuje nejvyšší intenzitu nárazu během pádu stranou. Tato hodnota je zobrazena v newtonech (N). Dalším ukazatelem je **čas** (t), který představuje postupný vývoj časového průběhu pádu, jehož hodnota je znázorněna v sekundách (s). Časová osa začíná na začátku měření a pokračuje směrem doprava, přičemž každý bod na ose znázorňuje určitý okamžik v čase. Posledním ukazatelem grafu je tzv. **impuls síly** (I) vyznačený červenou barvou, který znázorňuje, kolik síly bylo vyprodukováno v čase pádu. Jeho jednotkou je newton-sekunda (N.s).

7.4.2 Microsoft Excel

Data z BioWare byla importována do softwaru Microsoft Excel pro provedení deskriptivní analýzy pro každý typ pádu (ze sedu, kleku sedmo, vysokého kleku, dřepu). Pro každý typ pádu byl vytvořen samostatný list v Excelu, kde byla strukturována a organizována všechna relevantní data.

Byla tedy provedena deskriptivní analýza zahrnující výpočty průměrných hodnot, standardních odchylek, minimálních a maximálních hodnot síly, rychlosti a impulsu síly. Tato analýza umožnila identifikaci charakteristik každého typu pádu a porovnání jejich sílových parametrů.

Participant	Pohlaví	Věk (roky)	Výška	Hmotnost (kg)	kyu/dan	Typ pádu	pozice pádu	pokus	impuls síly	čas	max. síla
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	sed	1	205	0,355	1688
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	sed	2	243	0,402	1885
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	sed	3	217	0,419	1345
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	sed	1	198	0,331	2833
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	sed	2	235	0,451	2322
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	sed	3	257	0,502	4422
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	klek sedmo	1	443	0,638	2996
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	klek sedmo	2	381	0,553	3670
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	klek sedmo	3	432	0,66	3600
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	klek sedmo	1	430	0,854	1259
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	klek sedmo	2	439	0,667	2562
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	klek sedmo	3	425	0,791	2066
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	vysoký klek	1	440	0,424	4091
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	vysoký klek	2	410	0,361	5939
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	vysoký klek	3	397	0,376	6063
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	vysoký klek	1	537	0,726	2928
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	vysoký klek	2	531	0,669	3174
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	vysoký klek	3	689	0,886	2932
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	dřep	1	518	0,531	4355
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	dřep	2	524	0,551	3400
P1	M	22	183	77	2. dan	neřízený	dřep	3	497	0,472	5732
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	dřep	1	630	0,846	1600
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	dřep	2	567	0,751	1344
P1	M	22	183	77	2. dan	řízený	dřep	3	530	0,696	1647
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	sed	1	318	0,448	1628
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	sed	2	466	0,78	2313
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	sed	3	162	0,506	966
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	sed	1	872	1,07	1480
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	sed	2	802	0,875	1967
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	sed	3	837	0,984	1835
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	klek sedmo	1	600	0,584	3014
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	klek sedmo	2	471	0,487	3574
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	klek sedmo	3	503	0,481	3544
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	klek sedmo	1	573	0,706	2061
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	klek sedmo	2	588	0,67	2140
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	klek sedmo	3	559	0,638	2095
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	vysoký klek	1	664	0,543	4954
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	vysoký klek	2	598	0,573	4750
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	vysoký klek	3	641	0,586	4550
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	vysoký klek	1	781	0,838	2162
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	vysoký klek	2	671	0,632	2530
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	vysoký klek	3	448	0,491	2164
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	dřep	1	494	0,49	3346
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	dřep	2	545	0,464	3426
P2	M	26	190	105	1.kyu	neřízený	dřep	3	637	0,515	5940
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	dřep	1	471	0,384	2305
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	dřep	2	NEPLATNÉ	NEPLATNÉ	NEPLATNÉ
P2	M	26	190	105	1.kyu	řízený	dřep	3	456	0,383	2125

Tabulka č. 6: Zobrazení všech zaznamenaných hodnot v Microsoft excel

7.5 Naměřené výsledky

V této části jsou prezentovány výsledky analýzy naměřených hodnot pro jednotlivé typy pádů. Výsledky byly systematicky hodnoceny pro každý typ pádu zvlášť a následně byla provedena jejich vzájemná komparace. Díky tomuto porovnání bylo možno lépe porozumět sílovým parametrům jednotlivých pádů, což umožnilo identifikovat potenciální variace a specifika v síle nárazu v závislosti na konkrétním typu pohybu.

7.5.1 Výsledné hodnoty neřízeného a řízeného pádu stranou z pozice sedu

V tabulce č.7 a č. 8 jsou prezentovány data týkající se neřízeného pádu stranou a řízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 1. Tyto hodnoty byly systematicky zpracovány pomocí deskriptivní analýzy, která zahrnovala klíčové parametry: průměrné hodnoty, standardní odchylky, minimální a maximální sílové účinky.

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	221,6	0,392	1639
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	19,4	0,033	273
MINIMUM	205,0	0,355	1345
MAXIMUM	243,0	0,419	1885

Tabulka č. 7: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	230	0,428	3192
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	29,816	0,087	1095
MINIMUM	198	0,331	2322
MAXIMUM	257	0,502	4422

Tabulka č. 8: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 1

V tabulce č.9 a č. 10 jsou prezentovány data týkající se neřízeného pádu stranou a řízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č.1.

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	315,3	0,578	1636
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	152,018	0,177	673,532
MINIMUM	162	0,448	966
MAXIMUM	466	0,780	1628

Tabulka č. 9: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 2

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	837	0,976	1761
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	35	0,098	251,866
MINIMUM	802	0,875	1480
MAXIMUM	872	1,071	1967

Tabulka č. 10: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice sedu probanda č. 2

Porovnání neřízeného a řízeného pádu stranou z pozice sedu u probanda č. 1 ukazuje, že řízený pád vykazuje vyšší průměrný impuls **230 (N.s)** oproti neřízenému, jehož hodnoty jsou **221,6 (N.s)**. Maximální síla u řízeného pádu činí **3192,33 (N)**, zatímco u neřízeného v **1639,3 (N)** s vyšší variabilitou. Procentuálně se impuls síly u řízeného pádu zvýšil o 4 % a maximální síla o 94 %. Co se týče času, tak byl rozdíl minimální. Doba pádu se při řízeném zvýšila pouze o **0,036 s**.

U probanda č. 2 je průměrný impuls neřízeného pádu **315 (N.s)**, a u řízeného **837 (N.s)**. Procentuálně se impuls síly zvýšil o 166 %. Průměrná maximální síla vykazovala hodnoty **1635 (N)** u neřízeného pádu a **1760 (N)** u řízeného. Průměrná maximální síla se tedy u řízeného pádu z pozice sedu zvýšila o 8 %. Z časového hlediska trval řízený pád delší dobu, protože se zvýšil o **0,398 (s)**.

V obou případech měl neřízený pád delší dobu trvání, což naznačuje lepší rozložení síly při dopadu, ale zároveň přináší větší riziko zranění vlivem vyšších sil. Celkově výsledky naznačují, že řízený pád z pozice sedu má potenciál k silnějším nárazům a vyšší maximální síle. Jelikož řízený pád může být prováděn s cíleným úmyslem, umožňuje lepší kontrolu nad pohybem a možností distribuce síly na delší dobu, což se odráží ve vyšších hodnotách průměrného impulsu a maximální síly. Tato rozdílná dynamika ilustruje, jak předem plánovaný a kontrolovaný pád může generovat intenzivnější biomechanické síly ve srovnání s přirozeným a náhodným pádem.

7.5.2 Výsledné hodnoty neřízeného a řízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	418,6	0,617	3422
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	33,081	0,057	370,583
MINIMUM	381	0,553	2996
MAXIMUM	432	0,660	3670

Tabulka č. 11: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	431,3	0,771	1962
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	7,095	0,095	657,657
MINIMUM	425	0,667	1259
MAXIMUM	439	0,854	2569

Tabulka č. 12: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	524,7	0,517	3377
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	67,174	0,058	315,013
MINIMUM	471	0,481	3014
MAXIMUM	600	0,584	3544

Tabulka č. 13: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 2

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	573,3	0,671	2099
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	14,502	0,034	39,627
MINIMUM	559	0,638	2061
MAXIMUM	588	0,706	2140

Tabulka č. 14: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice kleku sedmo probanda č. 2

U probanda č. 1 řízený pád vykazuje nižší průměrný impuls **418,6 (N.s)** oproti neřízenému, jehož hodnota je **431 (N.s)**. Procentuálně se impuls síly u řízeného pádu snížil o 3 %. Razantní změnu nám ukázaly hodnoty průměrné maximální síly, kdy u neřízeného pádu byla hodnota **3422 (N)**, a u řízeného **1962 (N)**. Maximální síla se tedy při řízeném pádu snížila o 43 %. Co se týče času, tak se doba při řízeném pádu zvýšila o **0,154 (s)**.

Probandovi č. 2 se průměrný impuls zvýšil o 9 %, jelikož hodnoty neřízeného pádu činí **524,7 (N.s)** a řízeného **573 (N.s)**. Jeho průměrná maximální síla se při řízeném pádu snížila o 38 %. Navzdory nižším hodnotám průměrného impulsu a maximální síly má řízený pád vyšší standardní odchylku impulsu (**14,50 vs 67,17**) a nižší standardní odchylky času **0,034 (s) vs. 0,058 (s)**. Doba řízeného pádu o zvýšila o **0,154 (s)**.

U obou probandů měl řízený pád delší dobu trvání.

7.5.3 Výsledné hodnoty neřízeného a řízeného pádu stranou z pozice vysokého kleku

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	415,7	0,387	5364
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	22,053	0,033	1104,481
MINIMUM	397	0,361	4091
MAXIMUM	440	0,424	6063

Tabulka č. 15: Neřízený pád stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	585,7	0,761	3011
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	89,539	0,112	140,887
MINIMUM	531	0,669	2928
MAXIMUM	689	0,886	3174

Tabulka č. 16: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	634,3	0,567	4751
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	33,501	0,022	202,003
MINIMUM	598	0,543	4550
MAXIMUM	664	0,586	4954

Tabulka č. 17: Řízený pád stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 2

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	633,3	0,653	2285
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	169,666	0,175	211,889
MINIMUM	448	0,491	2162
MAXIMUM	781	0,838	2530

Tabulka č. 18: Řízený pád stranou z pozice vysokého kleku probanda č. 2

Porovnání hodnot mezi neřízeným a řízeným pádem stranou z pozice vysokého kleku ukazuje velice výrazné rozdíly v parametrech obou pádů. U probanda č. 1 má řízený pád průměrný impuls síly **585,7 N.s**, což představuje zvýšení o více než 40 % ve srovnání s neřízeným pádem (**415 N.s**). Tento nárůst impulsní síly je spojen s aktivním ovlivňováním pádu pomocí techniky. U probanda č. 2 byl průměrný impuls síly snížen o 0,16 %, jelikož u neřízeného pádu oproti řízenému byly hodnoty téměř totožné (neřízený - **634,3 N.s**, řízený - **633,3 N.s**).

Další výrazný rozdíl lze pozorovat v průměrném čase trvání pádu, kdy u probanda č. 1 řízený pád trval **0,761 (s)** a neřízený **0,387 (s)**. Proband č. 2 měl hodnotu u řízeného **0,653 (s)** a neřízeného pádu **0,567 (s)**.

V oblasti maximální síly je pozorovatelný taktéž markantní rozdíl. U probanda č. 1 dosahuje neřízený pád z pozice vysokého kleku průměrné maximální síly **5364 N**, a řízený **3011 N**. Síla probanda č.1 se tedy snížila o 44 %. U probanda č. 2 je to **4751 N** u neřízeného, a **2285 N** u řízeného pádu, což procentuálně značí snížení síly při řízeném pádu o 57 %.

7.5.4 Výsledné hodnoty neřízeného a řízeného pádu stranou z pozice dřepu

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	513	0,518	4496
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	14,177	0,041	1172,347
MINIMUM	497	0,472	3400
MAXIMUM	524	0,551	5732

Tabulka č. 19: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	575,7	0,764	1530
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	50,56	0,076	163,071
MINIMUM	530	0,696	1344
MAXIMUM	630	0,846	1647

Tabulka č. 20: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 1

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	558,7	0,490	4237
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	72,473	0,026	1475,095
MINIMUM	494	0,464	3346
MAXIMUM	637	0,515	5940

Tabulka č. 21: Hodnoty neřízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 2

	IMPULS (N.s)	ČAS (s)	MAX. SÍLA (N)
PRŮMĚR	463,5	0,383	2215
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	10,607	0,001	127,279
MINIMUM	456	0,383	2125
MAXIMUM	471	0,384	2305

Tabulka č. 22: Hodnoty řízeného pádu stranou z pozice dřepu probanda č. 2

Průměrný impuls síly u probanda č. 1 neřízeného pádu dosahuje hodnoty **513 (N.s)**, zatímco u řízeného pádu se zvyšuje na **575,7 (N.s)**, což představuje nárůst o 12 %. Tato zvýšená hodnota průměrného impulsu u řízeného pádu může indikovat efektivnější techniku pádu, kdy jednotlivec aktivně ovlivňuje dopad na podložku. U probanda č. 2 průměrný impuls síly u neřízeného pádu dosahuje hodnoty **558,7 (N.s)**, zatímco u řízeného pádu je tato hodnota snížena na **463,5 (N.s)**, což představuje pokles o 17 %. Nižší hodnota průměrného impulsu u řízeného pádu může indikovat efektivnější techniku pádu s nižší nárazovou silou.

V oblasti maximální síly dosahuje neřízený pád u probanda č. 1 průměrné hodnoty **4496 (N)**, zatímco řízený pád vykazuje výrazně nižší hodnotu **1530 (N)**, což představuje pokles o 65,95 %. O něco procentuálně menší pokles měl proband č. 2 jehož neřízený pád dosahuje průměrné hodnoty **4237 (N)**, zatímco řízený pád vykazuje hodnotu **2215 (N)**, což představuje pokles o 47,75 %. Tato nižší hodnota maximální síly u řízeného pádu může být interpretována jako účinnější rozložení nárazové energie při kontrolovaném pádu.

Průměrný čas trvání pádu je v případě probanda č. 1 výrazně delší u řízeného pádu, konkrétně **0,764 (s)** ve srovnání s **0,518 (s)** u neřízeného pádu. Tato delší doba trvání u řízeného pádu může reflektovat snahu o kontrolovanější a plynulejší dopad na zem, což se odráží ve zvýšeném průměrném impulsu. U probanda č. 2 byl průměrný čas výrazně kratší u řízeného pádu (**0,385 s**) ve srovnání s **0,490 (s)** u neřízeného pádu.

7.6 Vyhodnocení výsledků

7.6.1 HA1

Při provedení pádu stranou za použití pádové techniky bude maximální síla nárazu statisticky rozlišitelně nižší než při pádu stranou bez použití pádové techniky.

Hypotéza o statisticky rozlišitelně nižší maximální síle nárazu při použití pádové techniky byla potvrzena ve většině pádů z různých pozic, s výjimkou pádu z pozice sedu. Překvapivě v obou případech, jak v řízeném, tak neřízeném pádu z této pozice, byl první dotyk se zemí bok. Tato shoda v prvním kontaktním bodě způsobila, že maximální síla nárazu nebyla v řízeném pádu statisticky rozlišitelně nižší než v neřízeném pádu.

Nicméně u všech ostatních pádů byly výsledky v souladu s hypotézou, což naznačuje, že použití pádové techniky významně snižuje maximální sílu nárazu při pádu stranou. Například u pádu z pozice kleku sedmo se maximální síla při řízeném pádu snížila o 43 % (u probanda č. 1) a o 38 % (u probanda č. 2). Při pádu z pozice vysokého kleku byla maximální síla snížena o 44 % (u probanda č. 1) a o 57 % (u probanda č. 2). Pád z pozice dřepu ukázal snížení maximální síly o 65 % (u probanda č. 1) a o 48 % (u probanda č. 2).

Celkově lze konstatovat, že pádová technika efektivně redukuje maximální sílu nárazu v různých pozicích, s výjimkou pádu z pozice sedu, kde první dotyk boku přispívá k podobným hodnotám maximální síly nárazu v obou případech.

7.6.2 HA2

Při provedení pádu stranou za použití pádové techniky bude impuls síly statisticky rozlišitelně nižší než při pádu stranou bez použití pádové techniky.

Při pádu stranou z pozice dřepu u probanda č. 1 došlo sice ke snížení impulsu síly o 4 %, což by odpovídalo hypotéze, ale u probanda č. 2 byl zaznamenán nečekaný nárůst impulsu síly o 166 %. Podobně, při pádu stranou z pozice kleku sedmo u probanda č. 1 byl impuls síly očekávaně snížen o 3 %, ale u probanda č. 2 se zvýšil o 9 %.

Při pádu stranou z pozice vysokého kleku u probanda č. 1 došlo k nárůstu impulsu síly o 40 %, což je v rozporu s hypotézou, zatímco u probanda č. 2 byl zaznamenán minimální pokles impulsu síly o 0,16 %. Stejně tak při pádu stranou z pozice dřepu

u probanda č. 1 došlo k nárůstu impulsu síly o 12 %, ačkoliv u probanda č. 2 byl zaznamenán očekávaný pokles o 17 %. Důvodem odchylek od hypotézy může být variabilita provedených pádů, individuální rozdíly v provedení pádových technik mezi probandy, a také faktory, které nebyly plně kontrolovatelné v experimentálním prostředí. Tyto odchylky poukazují na komplexnost výzkumu pádových technik a naznačují, že účinnost těchto technik může být ovlivněna různými faktory.

Celkově lze tedy konstatovat, že i při menší síle působící na desku má prodloužená doba trvání při řízeném pádu za následek větší impuls síly v daném časovém úseku.

7.6.3 HA3

HA3: Při provedení pádu stranou za použití pádové techniky bude rychlost pádu statisticky rozlišitelně nižší než při pádu stranou bez použití pádové techniky.

Hypotéza o snížení rychlosti pádu při použití pádové techniky byla potvrzena ve většině zkoumaných pozic, s výjimkou pádu stranou ze dřepu u probanda č. 2. Celkově lze konstatovat, že pády stranou z pozic sedu, kleku sedmo a vysokého kleku prokázaly nižší rychlost při použití pádové techniky. V případě pádu stranou ze dřepu u probanda č. 2 se však pozorovala zajímavá odchylka od očekávaných výsledků. Na rozdíl od ostatních pozic pádů došlo ke zkrácení doby trvání řízeného pádu o 0,107 s. Tato odlišnost může být interpretována různými faktory, jako jsou individuální dovednosti, postavení těla při provedení pádu, nebo zvláštnosti techniky použité při pádu ze dřepu.

V rámci pádů stranou z pozice sedu byl zaznamenán minimální rozdíl v době pádu, kde došlo pouze k nárůstu o 0,036 s. u probanda č. 1. V případě pádu stranou z pozice kleku sedmo byla zjištěna shodná doba pádu u obou probandů, což může naznačovat podobnou efektivitu pádové techniky pro danou pozici. Při pádu stranou z vysokého kleku bylo u obou probandů pozorováno prodloužení doby pádu. U probanda č. 1 došlo k nárůstu o 0,374 s., zatímco u probanda č. 2 byl zaznamenán nárůst o 0,086 s. Tyto rozdíly mohou být ovlivněny individuálními preferencemi, provedením pádové techniky nebo zkušenostmi probandů.

Výsledky experimentu poskytují podporu pro hypotézu o snížení rychlosti pádu při použití pádové techniky, s výjimkou specifické situace při pádu stranou ze dřepu u probanda č. 2. Tato odlišnost zdůrazňuje důležitost individuálního přístupu

k vyhodnocení pádových technik a zdůrazňuje variabilitu výsledků při zkoumání různých pozic pádu.

8 Diskuze

Hlavním cílem bylo porovnat biomechanické parametry mezi řízeným a neřízeným pádem stranou z různých pozic (sed, klek sedmo, vysoký klek, dřep). Praktická část tohoto výzkumu zahrnovala pečlivé měření dvou zkušených judistů na biomechanické silové desce od firmy Kistler. Probandi byli vybráni s důrazem na jejich technickou zdatnost a zkušenosti v oblasti juda, a to tak, aby reprezentovali vyšší úroveň dovedností při provedení pádu.

První hypotéza (HA1) formulovaná v rámci naší práce tvrdila, že použití pádové techniky při pádu stranou povede k statisticky signifikantně nižší maximální síle nárazu v porovnání s neřízeným pádem. Výsledky měření poskytly podporu pro tuto hypotézu ve většině případů. Měření naznačují, že efektivní použití pádové techniky má potenciál snížit maximální sílu nárazu, což je klíčový faktor při prevenci zranění. Výsledky jsou porovnatelné i s výzkumem, který prováděli B. Groen a spol. (2007), kteří se zabývali řízeným pádem stranou z pozice vysokého kleku. Výsledky našeho výzkumu naznačují, že řízený pád z pozice vysokého kleku vykazuje výraznější snížení síly dopadu než uvedená studie provedená Groen a spol. (2007). Zatímco Groen a spol. zaznamenali průměrné snížení síly o 30 %, naše výsledky ukazují průměrné snížení o 50 %. Rozdíly mezi výsledky našeho výzkumu a studie provedené Groen a spol. mohou být částečně vysvětleny rozdíly v počtu probandů a použitých technologiích. Groen a spol. pracovali s větším počtem probandů a využívali kamerový systém pro hodnocení výsledků, což může představovat významnou přidanou hodnotu ve srovnání s naším výzkumem, kde jsme měli pouze měřicí desku na analýzu síly dopadu. Dále je důležité zdůraznit, že pádová technika může být subjektivní a může záviset na individuálních dovednostech a preferencích. Možná existují individuální faktory, které mohou ovlivnit účinnost řízeného pádu, a tím i sílu dopadu. Důležité je ale to, že se v obou případech maximální síla při řízeném pádu stranou snížila.

Maximální síla nárazu představuje měřítko intenzity a síly, kterou tělo pocítuje při nárazu na zem, a je těsně spojena s potenciální zranitelností jedince (Parkkari a spol., 1998). Snížením této síly lze významně omezit riziko traumatických zranění, zejména těch, která jsou spojena s pády (Groen a spol., 2006).

Zranění vyplývající z pádů mají často vážné následky, zejména u populací, které mohou být považovány za zranitelnější, jako jsou starší lidé. Snížení maximální síly nárazu může představovat klíčové preventivní opatření v rámci strategií ochrany veřejného zdraví. Nižší síla nárazu znamená menší riziko zlomenin, modřin a jiných traumatických zranění, což má pozitivní dopad na celkovou kvalitu života jednotlivců. Dále je důležité zdůraznit, že snížením maximální síly nárazu lze minimalizovat negativní dopady na kosti, klouby a svaly. Představme si, že každodenní aktivity, jako je chůze nebo běh, mohou být provázeny pády. Efektivní pádová technika, která snižuje maximální sílu nárazu, může být klíčovým faktorem v udržení dlouhodobé pohybové schopnosti a prevenci chronických bolestí a obtíží spojených se zraněním (Cumming a Klineberg, 1994).

Druhá hypotéza (HA2) se zaměřovala na impuls síly a předpokládala, že při použití pádové techniky bude impuls síly statisticky nižší. Naše výsledky tuto hypotézu bohužel nepotvrdily ve většině případů. Impuls síly při pádu je klíčovým parametrem, který reflektuje interakci těla s podložkou v průběhu času. Naše výzkumné zjištění naznačují, že impuls síly se může významně lišit v závislosti na provedení pádové techniky, přičemž vyšší hodnoty byly pozorovány při řízených pádech. Tento jev lze vysvětlit několika klíčovými faktory, které ovlivňují dynamiku pádu.

Prvním důležitým faktorem je doba trvání pádu. Během této prodloužené doby trvání dochází k postupnému přenášení a absorpci energie nárazu, což může mít za následek zvýšení celkového impulsu síly (Groen a spol. (2007). Delší doba trvání pádu tak poskytuje jednotlivci více času k působení silou na podložku, což se projevuje vyššími hodnotami impulsu síly.

Dalším faktorem je samotné provedení pádové techniky. Při řízených pádech se jednatlivec často snaží kontrolovat své tělo během pádu, což může zahrnovat specifické pohyby, techniky tlumení a distribuci hmotnosti (Sabick a spol., 1999). Tyto prvky mohou ovlivnit sílu nárazu na podložku a způsobit, že impuls síly bude vyšší.

V neřízených pádech může nedostatek kontroly nad tělem vést k nárazu s větší intenzitou a kratší dobou trvání, což snižuje celkový impuls síly.

Toto zjištění je důležité, protože nižší impuls síly při kontrolovaném pádu může znamenat efektivnější tlumení nárazu a snížení zátěže na tělo sportovce. Důkazem je toho výzkum, který prováděli Groen a spol. (2007), jenž porovnávali vztah mezi vyprodukovanou silou (impulsem síly) a rychlostí pádu mezi řízeným pádem se zaražením a bez zaražení, a neřízeným pádem s opřením se o paži. Výsledky jejich výzkumu jasně prokazovali nižší hodnoty impulsu síly v řízených pádech, a to i při pádu stranou se zaražením. Naš měřený impuls síly mohl vykazovat nižší hodnoty, pokud bychom zahrnuli analýzu klidového impulsu pádu odděleně od impulsu síly v průběhu pádu. Tato úvaha může být klíčová pro plnější pochopení a interpretaci síly dopadu při pádu z pozice vysokého kleku. Jednou z možných příčin nižších naměřených hodnot může být skutečnost, že naše měření zahrnuje celkový impuls síly, který zahrnuje jak klidový impuls pádu, tak i impuls vyvolaný aktivním pádem. Klidový impuls, tedy síla vyvíjená tělem v důsledku gravitace po samotném pádu, může představovat značnou část celkové síly a může ovlivňovat konečné hodnoty našeho impulsu síly.

Třetí hypotéza (HA3) se týkala rychlosti pádu, předpokládajíc, že použití pádové techniky povede ke statisticky nižší rychlosti. Naše výsledky tuto hypotézu ve většině případů potvrdily, s výjimkou pádu ze dřepu u jednoho z probandů. Zjištěné odchylky zdůrazňují, že efektivnost pádových technik může být ovlivněna různými faktory, a proto je důležité brát v úvahu specifika jednotlivých pozic pádu (M. Nankaku a spol. 2005). Delší trvání řízeného pádu bylo naměřeno i ve výzkumu který prováděli Groen a spol. (2007), kde porovnávali rychlost řízeného pádu z pozice vysokého kleku. Ve srovnání s touto studií (Groen a spol., 2007), nám námi naměřené výsledky ukázaly výrazné rozdíly. U našich probandů jsme zaznamenali extrémně výrazné snížení rychlosti řízeného pádu z pozice vysokého kleku, a to přibližně o 96,1 % (pro probanda č. 1) a 15,1 % (pro probanda č. 2). Tyto hodnoty jsou výrazně vyšší než snížení rychlosti zjištěné v výzkumu Groen a spol., (2007), kde byla rychlost řízeného pádu snížena pouze o 12 %. Důvodem takového rozdílu může být odlišná pádová technika, kterou jsme zkoumali, a vliv této techniky na celkovou rychlost pádu. Naše výsledky ukazují, že řízený pád z pozice vysokého kleku může mít mnohem výraznější dopad na snížení rychlosti, než bylo zjištěno ve výzkumu Groen a spol. (2007).

Dalším faktorem může být variabilita v experimentálních podmínkách a vlastnostech vzorku subjektů. Různé parametry, jako například věk, pohlaví, nebo fyzická kondice subjektů, mohou ovlivnit, jak tělo reaguje na řízený pád. Je důležité si být vědom těchto variabilních faktorů při porovnávání výsledků mezi studii.

Rychlost pádu je tedy taky klíčovým parametrem při hodnocení bezpečnosti pádových technik a prevenci zranění. Nižší rychlost pádu, kterou jsme pozorovali při použití pádové techniky, může být významným faktorem při minimalizaci nárazového zatížení na tělo. Zároveň tato nižší rychlost poskytuje jednotlivci více času na reakci a přizpůsobení se situaci, což přispívá k celkové bezpečnosti provedení pádových technik. (Cuuming a Klineberg 1994).

V průběhu získávání informací dat jsem přicházel na možnosti zlepšení měření. Před samotným měřením byly probandům poskytnuty instrukce ohledně provedení pádových technik na silové desce. Tyto instrukce obsahovaly specifika týkající se postavení těla a obecného provedení pádu. Pro zajištění standardizovanějších a reprodukovatelných pádů, což je klíčové pro validitu výsledků, bych příště volil detailnější popis řízeného pádu.

9 Závěr

V této práci byly kompaktně shrnuty poznatky týkající se pojmu pád, a to jak z biomechanického hlediska, tak i s ohledem na zdravotní aspekty. Dále je zde charakterizován sport, z něhož vychází pádová technika, která je rovněž detailně popsána.

Cílem této práce bylo pomocí silové desky porovnat biomechanické parametry řízeného a neřízeného pádu stranou. Na základě měření biomechanických parametrů řízených a neřízených pádů z různých pozic lze odvodit, že jedinec, který ovládá pádovou techniku, může mít výrazně menší riziko zranění při pádu. Výsledky naznačují, že efektivní použití pádové techniky může snížit maximální sílu nárazu a rychlost pádu, což jsou klíčové faktory ovlivňující zranitelnost.

Tyto poznatky mají potenciál přispět k prevenci úrazů spojených s pádem. Je však důležité přiznat, že individuální variabilita a komplexnost provedení technik mohou ovlivnit výsledky, což naznačuje, že další výzkum v této oblasti je nezbytný pro hlubší porozumění biomechanickým aspektům pádových technik.

Literatura:

BEDNAŘÍK, M., BUJOK, P. & ŠIROKÁ M. *Fyzika pro gymnázia: mechanika*. Dot. 1. vyd. Praha: Prometheus, 1994. Učebnice pro střední školy (Prometheus). 343 s. ISBN: 80-901619-3-6.

BOREŠ, J. *Technika a výskyt pádů u vybraného úpolového sportu* [online]. Bakalářská práce, Brno: Masarykova univerzita. 2014. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/cgn9a/Bakalarska_prace_Bores.pdf

BŘEZINA, J. *Judo*. Praha: Český svaz tělesné výchovy Sportpropag, 1990.

Biomechanics, Kistler Instrumente AG, 2007. 23 s. 600-350e-11.07.

COOPER, C., CAMPION, G., MELTON III, L. J. *Hip fractures in the elderly: a world-wide projection*. *Osteoporosis Int*,2, 285-289, 1992.

CUMMING R.G., KLINEBERG R.J. *Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures*. *J Am Geriatr Soc* 4;42:774-8, 1994.

CUMMINGS, S.R., NEVITT, M. *The Causes of Hip Fractures*. Division of General Internal Medicine and the Clinical Epidemiology Program, University of California, San Francisco, 1989.

DOVALIL, J. & CHOUTKA, M. *Výkon a trénink ve sportu*. 4. vyd. Praha [i.e. Velké Přílepy]: Olympia, 2012. 331 s. ISBN: 978-80-7376-326-8.

FOJTÍK, I. *Budó: moderní japonská bojová umění*. Praha: Naše vojsko, 2001. 191 s. ISBN 80-206-0578-9.

FOJTÍK, I. *Džúdó, karatedó, aikidó, sebeobrana*. Praha: NS Svoboda, 1998. 56 s. ISBN 80-205-0556-3.

FOJTÍK, I. *Judo*. SPN Praha, 1975. 130 s. ISBN: 17-291-75.

GREENSPAN, S.L., MYERS, E.R., KIEL, D.P. *Fall direction, bone mineral density, and function: risk factors for hip fracture in frail nursing home elderly*. *Am J Med* 104:539–545. 1998. [https://doi.org/10.1016/S0002-9343\(98\)00115-6](https://doi.org/10.1016/S0002-9343(98)00115-6)

GROEN, B.E., WEERDESTeyN, V., DUySENS, J. *Martial arts fall techniques decrease the impact forces at the hip during sideways falling*. Journal of Biomechanics, 2006. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.12.014

GROEN, B.E., WEERDESTeyN, V., DUySENS, J. *The relation between hip impact velocity and hip impact force differs between sideways fall techniques*. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2007. DOI:10.1016/j.jelekin.2007.06.002

GROEN, B.E., WEERDESTeyN, V., DUySENS, J. *Martial arts fall techniques decrease the impact forces at the hip during sideways falling*. Journal of Biomechanics, 2005. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.12.014

CHENG, S.Y., LEVY, A.R., LEFAIVRE, K.A., GUY, P., KURAMOTO, L., SOBOLEV, B. *Geographic trends in incidence of hip fractures: a comprehensive literature review*. Osteoporos Int 22, 2575–2586. 2011. <https://doi.org/10.1007/s00198-011-1596-z>

KOREC, J. *Návrh senzoru síly pro robotické aplikace*. [online] Praha: ČVUT, 2009. [cit.2023-04-04] Dostupné z: https://wiki.control.fel.cvut.cz/mediawiki/images/0/0b/Bp_2009_korec_jiri.pdf

MIURA, S., TAKEUCHI, H., ONO, K. *A Study on The Stages of The Mastery in The Technique of USIRO-UKEMI* [online]. 2nd IJF World Judo Conference in Munich, Germany. 2001. Dostupné z: http://www.ijf.org/research/Download.php?FilePath=/BoardUploadFiles/Pos001/upload/&FileName=2001_24.doc

NANKAKU, M., KANZAKI, H., TSUBOYAMA, T., NAKAMURA, T. *Evaluation of hip fracture risk in relation to fall direction*. International Osteoporosis Foundation and National Osteoporosis Foundation, 2005. DOI 10.1007/s00198-005-1843-2

PAVELKA, R., STICH J. *Biomechanika pádových technik* [online]. Praha: Univerzita Karlova. 2017. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-2143.html>

PAVELKA, R., STICH J. *Pádové techniky* [online]. Praha: Univerzita Karlova. Katedra technických a úpolových sportů, 2017. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-2145.html>

- PARKKARI, J., KANNUS, P., PALVANEN, M. et al. *Majority of Hip Fractures Occur as a Result of a Fall and Impact on the Greater Trochanter of the Femur. A Prospective Controlled Hip Fracture Study with 206 Consecutive Patients.* *Calcif Tissue Int* 65, 183–187. 1999. <https://doi.org/10.1007/s002239900679>
- QUICK, S. *Falling study aims to keep seniors safe.* [online]. In *Milwaukee Journal Sentinel*, 2003. Dostupné z: http://www.onwisconsin.com/redirect/jso_top_promo.asp
- REGULI, Z. *Diagnostika vybraných modelů pádových technik* [online]. Disertační práce. Brno: Masarykova univerzita. Fakulta sportovních studií. Katedra gymnastiky a úpolů, 2009. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/j1xch/Reguli_disertacni_prace.pdf
- REGULI, Z. *Úpolové sporty: distanční studijní text.* Brno: Masarykova univerzita, 2005. 133 s. ISBN 80-210-3700-8.
- REGULI, Z., VÍT M. & CHVÁTALOVÁ, J. *Prevence úrazů výukou pádové techniky: textová opora ke kurzu* [online]. Brno: Masarykova Univerzita, 2011. ISBN: 978-80-210-5614-5. Dostupné z: <https://www.fsps.muni.cz/sdetmivpohode/kurzy/pady/tisk.pdf>
- REGULI, Z., ĎURECH, M. & VÍT M. *Teorie a didaktika úpolů ve školní tělesné výchově.* Brno: Masarykova univerzita, 2007. 88 s. ISBN 978-80-210-4318-3.
- REGULI, Z. *Biomechanická struktura pádových technik* [online]. Brno: Masarykova Univerzita, 2008. ISBN 978-80-210-4716-7, pp. 130-130. Dostupné z: https://www.upoly.sk/data/69_text.pdf
- ROUBÍČEK, V. *Pády, jejich výskyt a uplatňování, pádové úrazy, metodika nácviku.* Praha: Univerzita Karlova, 1967. 1.vyd., 93 s.
- SAOTOME, M. *Principy aikidó.* Praha: Fighters Publications, 2004. 239 s. ISBN: 80-903079-4-9.
- SABICK, M.B., HAY, J.G., GOEL, V.K., BANKS, S.A. *Active responses decrease impact forces at the hip and shoulder in falls to the side.* *Journal of Biomechanics.* Vol.32, no. 9, pp. 993-998. 1999. DOI 10.1016/S0021-9290(99)00079-2
- STRAUS, J. et al. *Biomechanika pádu z výšky.* Praha: Vydavatelství PA ČR, 2004. 85 s. ISBN: 80-7251-149-1

STRAUS, J. a PORADA V. *Teorie forenzní biomechaniky*. Praha: Vysoká škola finanční a správní, 2017. Sciencepress. ISBN: 978-80-7408-140-8. Dostupné z: https://is.vsfs.cz/publication/6412/Teorie_forenzni_biomechanika-finale-ed.pdf?lang=en

SRDÍNKO, R. VACHUN, M. *Judo: Technika vybraných chvatů a trénink*. Praha Olympia, 1984. 233 s. ISBN: 27-065-84.

TEDESCHI, M. *Hapkido*. New York: Shambhala Publications, 2001. 1134 s. ISBN: 9780834804449

UESHIBA, K. *The Art of Aikido: Principles and Essential Techniques*. Tokyo: Kodansha International, 2004. 208 s. ISBN: 978-47-7002-945-4.

Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. *Aktuální informace, 2006* [online] [cit. 2023-04-01]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/index.php?pg=vystupy--vyznamna-temata--urazy>

VAN DER ZIJDEN, A.M., GROEN, B.E., TANCK, E., NIENHUIS, B., VERDONSCHOT, N., WEERDESTEYN, V. *Can martial arts techniques reduce fall severity? An in vivo study of femoral loading configurations in sideways falls*. Journal of Biomechanics, 2012. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.024>

VOJÁČEK, A. *Automatizace.cz: Základní měření sil*. [online]. 2007 [cit.2023-04-04] Dostupné z: <https://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401>

WITKOWSKI, K. et al. *Risk related to passion – comparative nalysis of traumas on the exapmple of judo and wrestling* [online]. Poland, Wroclav, University School of Physical Education, Faculty of Sport Science, 2015. [cit. 2023-04-01]. Dostupné z: http://files.4medicine.pl/download.php?cfs_id=1350

www.kistler.com: *Bioware: Data Acquisition and Analysis Tool for Biomechanics* ©2008 ... 2010. Kistler Group, 2010 [online] [cit. 2023-04-01]. Dostupné z: https://kistler.cdn.celum.cloud/SAPCommerce_Download_original/000370e.pdf

Přílohy:

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Posouzení významu pádové techniky pomocí měření síly a rychlosti nárazu při pádu do strany.

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: červen 2023 – červenec 2023

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Bc. Petr Lácha, 3. ročník, Učitelství TV pro SŠ, směr trenérství - NMgr - prezenční (PUTVTRNP)

Hlavní řešitel: Bc. Petr Lácha, 3. ročník, Učitelství TV pro SŠ, směr trenérství - NMgr - prezenční (PUTVTRNP)

Místo výzkumu (pracoviště): UK FTVS – laboratoř sportovní motoriky (LSM)

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Adam Zdobinský

Finanční podpora: žádná

Popis projektu: Cílem práce je zjistit, zda (případně v jaké míře) existuje rozdíl v síle nárazu při dopadu na zem mezi nekontrolovaným a kontrolovaným pádem stranou. Za kontrolovaný pád pro naše měření považujeme ten, který vychází z technického provedení využívaného v judu. Nekontrolovaný pád bude prováděn z kleku se zkrácenými pažemi před hrudníkem. Metoda sběru dat bude probíhat formou měření na biomechanické silové desce v laboratoři. Účastníci výzkumu budou provádět pády stranou na měřicí desku z několika výchozích pozic (ze sedu, kleku sedmo, kleku a dřepu). Data budou vyhodnocena v aplikaci BioWare.

Charakteristika účastníků výzkumu: Výzkumu se budou účastnit 3 vrcholoví závodníci judo ve věku 23-25 let ve váze 73-90 kg. Probandi mají platnou zdravotní prohlídku, jelikož jsou studenti UK FTVS. Probandi musí mít za sebou minimálně 10 let zkušeností s tréninkem juda. Další kritérium je technická úroveň, která dosahuje minimálně 1.kyu (hnědý pás), která zaručuje jistotu k dokonalému provedení technik (pádů). Probandy bude vybírat řešitel výzkumu. Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní zejména infekční onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Zajištění bezpečnosti: Metody výzkumu budou neinvazivní. Bezpečnost během sběru dat bude zajištěna vysokou technicko-motorickou způsobilostí probandů. Bude se jednat o pohyby, se kterými mají dostatečné zkušenosti ze své dosavadní kariéry. Z tohoto důvodu není nutný lékařský dohled. Na proces sběru dat bude dohlížet řešitel projektu a vedoucí práce, Mgr. Adam Zdobinský. Probandi budou adekvátně rozsvíceni a důkladně seznámeni s dílčími provedeními. Pro zmírnění dopadu na měřicí desku bude využita pěnová zíněnka. Dále zajistím bezpečnost prostoru výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Etické aspekty výzkumu: Výzkumu se nebudou účastnit vulnerabilní jedinci.

Potenciální střet zájmů: Výzkum je prováděn ze zájmu o problematiku biomechaniky pádů v rámci zakončení magisterského studia. Potenciální střet zájmů může pramenit jen z toho, že řešitel je sám judista. Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsem v pracovním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníkovi výzkumu. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce bude dohlížet nad korektností a nestranností posuzování výsledků výzkumu mou osobou. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ohrozit integritu a důvěryhodnost výzkumu.

Ochrana osobních dat: 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: věk, váha, výška, délka sportovní kariéry, technický stupeň, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány v zaleslovaném počítači řešitele výzkumu. 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 zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie, audionahrávky ani videozáznamy.

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

Text informovaného souhlasu (IS): přiložen zjednodušený IS ve formě úvodu k dotazníku přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 24.5.2023

Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 134/2023

dne: 5.6. 2023

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
- 20 -

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Vážený pane,

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 biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem: *Posouzení významu pádové techniky pomocí měření síly a rychlosti nárazu při pádu do strany*, kterou budete provádět v laboratoři sportovní motoriky na Fakultě tělesné výchovy a sportu UK.

Období realizace: červen 2023 – červenec 2023

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Projekt není financován.

Cílem výzkumného projektu je zjistit, zda (případně v jaké míře) existuje rozdíl v síle nárazu při dopadu na zem mezi nekontrolovaným a kontrolovaným pádem stranou.

Způsob zásahu bude neinvazivní.

Budete provádět dva typy pádů stranou na silovou desku pokrytou měkkou pěnovou žíněnkou. První budete provádět nekontrolovaný pád a druhý kontrolovaný, který vychází z technického provedení využívaného v judu. Oba typy pádů budete provádět ze čtyř pozic (sed, klek sedmo, klek, dřep).

Časová náročnost projektu: V laboratoři budete testován 20-30 minut. Celkový počet opakování pádů, které budete provádět je 16x. Z nichž počet opakování nekontrolovaného pádu je 12x, a počet opakování kontrolovaného je 4x. Měření budete jednorázově.

Před testováním budete adekvátně rozvíčen a seznámen s dílčími provedeními. Dále zajistím bezpečnost prostoru výzkumu. Vaše možná rizika při pádu do strany jsou drobné odřenininy či naraženiny v oblasti kyčlí a ramenou. Rizika budou minimalizována pomocí měkké pěnové žíněnky (tatami), která zmírní Váš dopad na silovou desku, a zabrání tak možnému vzniku odřenin či naraženin. Vaše technická vyspělost zaručuje provedení pohybu bez zvýšené možnosti zranění.

Projekt se nemůžete účastnit v případě, že neovládáte pádovou techniku využívanou v judu a nedosáhl jste technického stupně minimálně 1.kyu (hnědý pás).

Do projektu nemůžete být zařazen v případě, že jste limitován zraněním, nebo máte akutní (zejména infekční) onemocnění. Dále se projektu nemůžete účastnit, trpíte-li jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu, nebo jste-li v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

Ochrana osobních dat: 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 od Vás získávány následující osobní údaje: věk, váha, výška, délka sportovní kariéry, technický stupeň, data získaná výše uvedenými metodami, které budou bezpečně uchovány v zaheslovaném počítači řešitele výzkumu. 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, abyste jako účastník výzkumu nebyl rozpoznatelný v textu práce. Osobní data, která by vedla k Vaší identifikaci, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie, audionahrávky ani videozáznamy.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na e-mailové adrese: Lacha10@seznam.cz

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

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Petr Lácha
Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Petr Lácha 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 bez omezení způsobilosti k pohybovým aktivitám.** 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. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka.....

Podpis: