

Rizika spojená se zachycením pádu The risks related with fall arrest

Klára Zelinková¹

¹ Vysoká škola zdravotnická v Praze; klarka.zelik2701@gmail.com

Typ článku

Původní práce

Klíčová slova

*Biomechanika,
Poranění,
Zachycení pádu.*

Type of Paper

Original Research

Keywords

*Biomechanics,
Fall arrest, Injury.*

*Open Access článek
s CC BY licencí*



Abstrakt

Článek se zabývá problematikou rizik poranění vzniklých při zachycení pádu do postroje při pracích ve výškách a nad volnou hloubkou. Na základě provedeného experimentu byly změřeny síly působící na tělo při zachycení pádu v celotělovém postroji a zrychlení hlavy. Výsledky poukazují na skutečnost, že tyto síly mnohánásobně stoupají, což může vést k poranění a proto spíše než se spolehnout na zachycení pádu, je výhodnější pádu úplně předejít, například využitím systému pracovního polohování.

Abstract

The article deals with the issue of the risk of injury arising from the fall arrest in a harness when working at heights. Based on the conducted experiment, the forces impacting on the body when arresting a fall in a full-body harness and the acceleration of the head were measured. Results point out the fact that these forces increase many times, which can lead to injury and therefore, rather than relying on fall arrest, it is more advantageous to prevent the fall altogether, for example by using a work positioning system.

Úvod

Pády z výšky představují významný podíl v oblasti pracovních úrazů, často s vážnými nebo smrtelnými následky [1]. I přes existenci technických norem a osobních ochranných prostředků proti pádu (OOP) nejsou poranění způsobená pádem zcela eliminována. Použití systému zachycení pádu sice riziko úmrtí/vážného poranění snižuje, avšak plně jej nevylučuje. Kromě obecně známého tzv. „trauma z visu“ existuje reálné riziko vzniku poranění v okamžiku zachycení pádu [2].

Jeho zdrojem může být náraz do překážky, prudký pohyb a následné zastavení např. hlavy či některých orgánů anebo zhmoždění měkkých tkání v místě kontaktu s popruhem postroje.

1 ZACHYCENÍ PÁDU

1.1 Rizika zachycení pádu

Zachycený pád (tzv. nedokonaný pád) lze rovněž hodnotit z pohledu jeho následků, které se mohou lišit podle intenzity sil působících na tělo při jeho náhlém zastavení a v závislosti na vnějších faktorech. I přesto, že nedochází ke kontaktu se zemí, může v důsledku kontaktu s překážkou, nevhodnému pohybu krční páteře či v místě kontaktu s popruhy postroje dojít k různě závažným poraněním. Zachycené pády lze rozdělit následovně:

- Smrtný pád – extrémně vzácný u zachycení pádu, ale teoreticky možný v případě selhání OOP nebo kombinace s jiným traumatem (např. dlouhodobý bezvládný vis s prodlením v záchraně).

- Pád s poraněním vyžadujícím hospitalizaci – typicky se může jednat o poranění páteře, krčního svalstva nebo hrudníku v důsledku prudkého zpomalení, nebo po nárazu do překážky.
- Pád s následnou dočasnou pracovní neschopností – poranění měkkých tkání, zhmožděniny, *whiplash* poranění¹, nebo ortopedické potíže v oblasti bederní páteře.
- Pád bez okamžitých následků – situace, kdy pracovník nevykazuje po zachycení žádné symptomy, avšak stále může být vystaven riziku pozdějšího rozvoje zdravotních komplikací (např. v důsledku přetížení).

Toto členění zdůrazňuje, že i při zachycení pádu – tedy bez dopadu – může dojít k závažnému ohrožení zdraví. Přesto je tato problematika v současnosti mimo okraj obecného povědomí a zájmu a v odborné literatuře nejsou o ní dostupná data.

1.2 Systém zachycení pádu

Systém zachycení pádu, tak jak jej definuje ČSN EN 363, je určen pro pracovníky pohybující se v prostředí, kde hrozí riziko pádu. Tento systém nepředchází samotnému pádu, ale aktivuje se ve chvíli, kdy k pádu skutečně dojde. Jeho účelem je pád „bezpečně“ zachytit a zároveň nepřipustit překročení rázové síly 6 kN [3] na tělo pracovníka. Po zachycení zůstává pracovník ve visu, v němž může nebo musí setrvat až do provedení záchrany. [3]

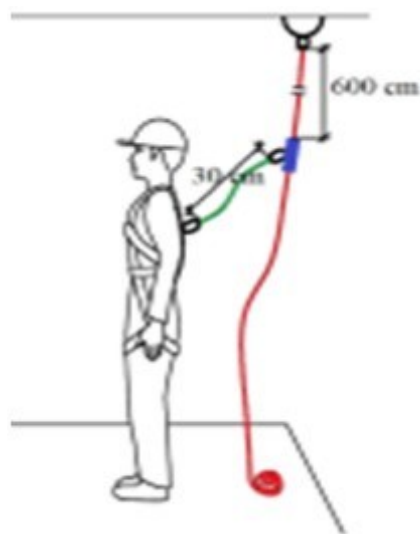
2 MATERIÁLY A METODY

Za účelem zjištění rizik spojených se zachycením pádu, tedy sil nadměrně působících na tělo pracovníka, byl proveden simulační experiment. Jako zkušební prvek experimentu byla použita cvičná záchranářská figurína *Multitrauma Manikin*, z produkce společnosti *Ruth Lee*

¹ Whiplash poranění je poranění krční páteře a hlavy prudkým pohybem; hyperextenze.

o hmotnosti 30 kg (kilogramů). Použité figuríně chyběla pravá horní končetina.

Figurína oblečená do postroje představovala padajícího pracovníka, jehož pád je zachycen prostřednictvím pohyblivého zachycovače pádu nasazeného na poddajné jisticí vedení. Nejprve byly provedeny kontrolní pády (nezbytné k získání referenčních hodnot), při nichž figurína padala z úrovně umístění zachycovače. Následně byly provedeny dvě série pádů z výšek 1, 2 a 3 metry.



Obrázek 1: Princip použití OOP simulovaný v experimentu [3, s. 17, s vlastní úpravou]

V první sérii pádů byla figurína uchycena do ventrálního zachycovacího bodu postroje, ve druhé do dorsálního. Ze stropu lezecké haly byla spuštěna dvě nízko průtažná lana, vzdálená od sebe 100 cm. První z nich sloužilo jako poddajné bezpečnostní vedení (jisticí lano) používané při pracích ve výškách, druhé bylo manipulační – po něm byla figurína zvedána do požadované výšky a pouštěna do bezpečnostního lana.

2.1 Osobní ochranné prostředky

Pro simulaci zachycení pádu s poddajným vedením byly použity následující osobní ochranné prostředky proti pádu:

1. nízko průtažné lano *Contract 10,5 mm*, EN 1891 A (*Beal*);
2. pohyblivý zachycovač pádu *Easy Speed*, EN 353-2 (*Climbing Technology*);
3. smyčka *Quickdraw 30 cm*, EN 566 (*Singing Rock*);
4. spojky *OXY Triple Lock*, EN 362 (*Singing Rock*);
5. zachycovací postroj *BODY II*, EN 361, velikost M, (*Singing Rock*).

2.2 Měřicí technika

Pro sběr a záznam dat byl využit mikrokontroler *Arduino Nano*, s externími měřicími senzory. K měření tlakových a silových parametrů sloužily čtyři odporové fóliové tenzometry s negativní nelineární převodní charakteristikou a rozsahem měření 0–150 kg. Tři z těchto senzorů byly použity k samotnému měření a jeden kontrolní senzor monitoroval vliv teploty na odpor. Zapojení probíhalo do napěťového děliče se 100kΩ odporem na analogový vstup *Arduina*. Kromě tlakových senzorů byly využity také akcelerometry *MPU6050* s gyroskopickým modulem, které umožnily měření zrychlení a úhlové rychlosti figuríny.

Naměřená data byla ukládána na SD kartu prostřednictvím modulu čtečky SD karet pro mikrokontroler *Arduino Nano*. Napájení senzorů a akcelerometrů zajišťovala powerbanka s odpovídající kapacitou.

2.3 Dokumentační technika

Průběh experimentu byl dokumentován za pomoci kamery *GoPro*, která snímala pády figuríny pro následnou analýzu. Dále byl použit zrcadlový fotoaparát *Sony*, jenž sloužil k pořízení detailních snímků jednotlivých testů.

2.4 Pádové faktory

Pádový faktor je veličina, která udává poměr délky pádu a délky lana, které pád zachycuje. Umožňuje snadno a na pracovišti zjistit, zda je daný pád

akceptovatelný či zda už ne. Čím vyšší hodnota pádového faktoru, tím větší je riziko poranění. V praxi se usiluje o to, aby pádový faktor nepřekročil hodnotu 1, přičemž za nejvyšší fyziologicky únosný pádový faktor se obecně považuje $f = 2$. Ovlivňuje ho délka pádu, délka lana i poloha kotevního bodu vůči osobě. [4]

Figurína byla v rámci experimentu vystavena kontrolnímu pádu a pádům z výšky 1, 2 a 3 metry. Pády byly provedeny s níže uvedenými pádovými faktory:

- $f = 0,08$ (kontrolní pád),
- $f = 0,24$ (1m pád),
- $f = 0,39$ (2m pád),
- $f = 0,56$ (3m pád).

Jedná se o hodnoty, jakých pracovník dosáhne například při pádu z žebříku či stožáru, pokud je jistěn pomocí pohyblivého zachycovače pádu nasazeného na poddajné vedení (jistící lano) a při výstupu neposouvá zachycovač po laně. Jinak se jedná o hodnoty, které jsou výrazně nižší, než v případech, kdy je pracovník zajištěn spojovacím prostředkem přímo ke kotevnímu bodu, ať už umístěnému nad sebou ($f < 1$), na své úrovni ($f = 1$), či například u nohou ($f > 1$).

2.5 Umístění měřicích senzorů

Akcelerometr určený pro měření pohybu hlavy byl pevně uchycen do čelní části figuríny, zatímco druhý akcelerometr byl umístěn centrálně na přední straně hrudníku. Čtyři tenzometry byly integrovány k popruhům postroje v místech, u nichž byl předpoklad, že v okamžiku zachycení pádu budou vystaveny největším silám. Jednalo se o oblast klíční kosti (v případě dorsálního připojení, jak lopatky u ventrálního připojení), boku a třísla. Všechna čidla byla propojena s mikrokontrolerem, který byl uložen v ochranném krytu připevněném na hrudní části figuríny. Datové výstupy byly vedeny přes kabelové svazky.



Obrázek 2: Rozmístění senzorů

Čtyři tenzometry byly integrovány k popruhům postroje v místech, u nichž byl předpoklad, že v okamžiku zachycení pádu budou vystaveny největším silám. Jednalo se o oblast klíční kosti (v případě dorsálního připojení, jak lopatky u ventrálního připojení), boku a třísla. Všechna čidla byla propojena s mikrokontrolerem, který byl uložen v ochranném krytu připevněném na hrudní části figuríny. Datové výstupy byly vedeny přes kabelové svazky.

3 VÝSLEDKY

Průměry naměřených hodnot gravitačního zrychlení v jednotkách g a síly v newtonech (převedených z původních kg) reprezentují vždy celý průběh jednoho experimentu. Ve všech případech došlo k zachycení pádu systémem, ale v důsledku nízkého pádového faktoru byly hodnoty sil i zrychlení relativně nízké.

Dosažené výsledky jsou zobrazeny v následujících tabulkách. U pádu z výšky 3 metrů došlo ke zvýšení sil, ale kvůli limitům systému nebylo možné zachytit plné hodnoty – část záznamu byla přerušena. Celkově byla přetížení mírná

a odpovídala předpokladu o vlivu délky lana.

3.1 Ventrální (přední) uchycení postroje

Při prvním experimentu byl zachycovač připojen k ventrálnímu připojovacímu bodu na hrudní části postroje.

Tab. 1: Ventrální připojení – průměrné síly

Pád	Pádový faktor	Bok [N]	Třísla [N]	Lopatka [N]
0 m	0,08	26,81	43,5	10,79
1 m	0,24	66,73 ± 5,2	49,05 ± 2,4	36,63 ± 3,8
2 m	0,39	70,3 ± 6,9	74,86 ± 7,2	68,37 ± 3,1
3 m	0,56	98,1 ± 5,9	118,4 ± 36,1	98,77 ± 9,9

Tab. 2: Ventrální připojení – průměrné zrychlení

Pád	Pádový faktor	Hlava [g]	Hrudník [g]
0 m	0,08	2,09	N/A
1 m	0,24	1,42 ± 0,14	1,25 ± 0,15
2 m	0,39	3,44 ± 0,01	2,97 ± 0,14
3 m	0,56	3,45 ± 0,01	3,57 ± 0,15

3.2 Zadní (dorsální) uchycení postroje

Ve druhém experimentu zachycovač připojen za dorsální připojovací bod postroje v oblasti lopatek.

Výsledky zobrazují následující tabulky. Zajímavé je, že při pádu z výšky 3 metrů bylo zaznamenáno paradoxně nižší zrychlení hlavy (1,7 g), což bylo pravděpodobně způsobeno rotací figuríny při pádu. Tato rotace narušila přesnost záznamu a naznačuje omezení validity výsledků při složitějších pohybech.

Tab. 3: Experiment 2 - průměrné síly

Pád	Pádový faktor	Bok [N]	Třísko [N]	Klíční kost [N]
0 m	0,08	110,85	27,68	11,47
1 m	0,24	205	37,28 ± 10,4	19,62 ± 0,8
2 m	0,39	224,3 ± 60,13	53,63 ± 1,8	28,1 ± 3,4
3 m	0,56	N/A	56,9 ± 1,3	57,9 ± 6,7

Tab. 4: Experiment 2 – průměrné zrychlení

Pád	Pádový faktor	Hlava [g]	Hrudník [g]
0 m	0,08	1,11	N/A
1 m	0,24	1,85 ± 1,5	1,72 g
2 m	0,39	2,9 ± 0,4	3,02 ± 0,7
3 m	0,56	3,45	3,39 ± 0,06



Obrázek 3: Průběh experimentu - zavěšení figuríny

4 DISKUSE

Uvedené hodnoty ukazují, že síly působící na figurínu s rostoucí délkou pádu se nezvyšují exponenciálně, ale lineárně. Rovněž ukazují, že připojení postroje ovlivňuje přenos síly na figurínu, tedy že zavěšení v dorsálním připojovacím zachycovacím oku postroje vykazuje

rozdílné hodnoty oproti ventrálnímu připojovacímu zachycovacímu oku. To je něco, co technické normy vůbec nezohledňují. Stanovují pouze požadavek, aby se zkušební torzo při zachycení pádu neodklonilo od svislice o více, než o 50° [3].

Výsledky experimentu ukázaly, že potenciál způsobit poranění nemají pouze pády bez použití OOP, ale i zachycení pádu do OOP. I to může vést k působení sil, které přesahují běžné fyziologické limity.

Tento experiment byl navržen s cílem přiblížit biomechanické zatížení lidského těla při zachycení pádu v reálných podmínkách. Použitá figurína o hmotnosti 30 kg představovala přibližně třetinovou hmotnost dospělého člověka. Lze tedy předpokládat, že skutečné síly působící na tělo člověka s hmotností 90–100 kg by mohly být minimálně trojnásobné. Zatímco naše experimentální pádové faktory byly relativně nízké ($f = 0,08; 0,24; 0,39$ a $0,56$), v praxi se běžně (často z neznalosti) pracuje při pádových faktorech 1 a vyšších. Při nevhodné volbě kotevního bodu se pádový faktor může dostat i nad hodnotu 2, což by vedlo k extrémně vysokému zatížení těla.

Z výsledků je patrné, že naměřené hodnoty se významně liší v závislosti na výšce pádu i místě měření. Celkově data potvrzují komplexnost dynamiky pádů a nutnost dalšího cíleného výzkumu, zejména v oblasti návrhu ochranných systémů s ohledem na lidskou fyziologii.

Porovnáním naměřených hodnot s dostupnými údaji v odborné literatuře o mechanické odolnosti kostí lze pozorovat významné rozdíly v působících silách. Studie uvádějí, že mechanická pevnost humeru při axiálním zatížení dosahuje až 5,89 kN, femuru 7,45 kN, lebky přibližně 6,37 kN, bederního obratle 6,08 kN a tibie ve své podélné ose až 13,24 kN. [5]

Odborná literatura upozorňuje na rizika spojená s pádem, a to jak na úmrtí [6], tak poranění, zejména krční páteře (*whiplash*), zlomeniny nebo zhmoždění měkkých tkání atp. [7]. Tyto poznatky korespondují s výsledky experimentu, byť namísto dopadu na zem byl pád zachycen. I tak je výrazné zrychlení hlavy při náhlém zastavení pádu. Vzhledem k omezením experimentu a použité figuríně je však třeba data interpretovat s opatrností.

5 SHRUTÍ A ZÁVĚR

Při pracích prováděných ve výškách a nad volnou hloubkou často dochází k mimořádným událostem. I v případech, kdy pracovník používá OOP proti pádu, může dojít k závažným poraněním. Smyslem experimentu bylo poukázat, že zachycený pád sice nekončí úmrtím, přesto však v okamžiku zachycení pádu může dojít k poranění pracovníka. I se zohledněním zkrácení v podobě použití figuríny s nižší hmotností, než je hmotnost dospělého člověka a měkkou strukturou, nárůst rázových sil na tělo v místě kontaktu s postrojem a zrychlení hlavy jsou nezpochybnitelné. Proto místo na spoléhání se na zachycení pádu, je výhodnější pádu předejít použitím například systému pracovního polohování nebo prostředků kolektivní ochrany.

Téma poranění vzniklých zachycením pádu je v současnosti stále málo probádané. V právních předpisech, technických normách i v samotné praxi je věnována pozornost zabránění dopadu (tedy zachycení pádu), avšak klinicky relevantní účinky sil vznikajících při samotném zachycení jsou opomíjeny. Tato problematika má potenciál pro další výzkum, zejména v oblasti klinického hodnocení následků u reálných záchranných situací.

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Vysoké škole zdravotnické v Praze, za zapůjčení figuríny a lezeckému centru SmíchOFF za umožnění provedení experimentu.

POUŽITÁ LITERATURA

- [1] BASAK, Debojit, Aroke Anna ANTHONY, Niladri BANERJEE, et al. Mortality from fall: A descriptive analysis of a multicenter Indian trauma registry. *Injury*. 2022. roč. 53, č. 12, s. 3956-3961. ISSN 00201383. Dostupné z: <https://www.doi.org/10.1016/j.injury.2022.09.048>.
- [2] BELICA, Ondřej. Nebezpečná bezpečnost - systém zachycení pádu. *Bezpečnost a hygiena práce*. 2024. roč. 74, č. 10, s. 26-32. ISSN 0006-0453.
- [3] ČSN EN 363 *Prostředky ochrany osob proti pádu - Systémy ochrany osob proti pádu*. Praha: Česká agentura pro standardizaci, 2019. Třídící znak 832650.
- [4] KISSIKOVÁ, Lenka a Ivan DLUGOŠ. Comprehensive evaluation of the work at height. *Acta Metallurgica Slovaca*. 2018. roč. 24, č. 1, s. 100-106. ISSN 1338-1156.
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1.- 3. upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8
- [6] CHEN, Hai-Bin, HANG, King H a Zhengguo. Biomechanics of whiplash injury. *Chinese Journal of Traumatology*. 2009. roč. 12, č. 5, s. 305-314. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1008-1275.2009.05.011 Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/26855692_Biomechanics_of_whiplash_injury. PMID: 19788851.
- [7] ZLATAR, Tomi, Eliane Maria Gorga LAGO, Willames de Albuquerque SOARES, João dos Santos BAPTISTA a Béda BARKOKÉBAS JUNIOR. Falls from height: analysis of 114 cases. *Production*. 2019. roč. 29. ISSN 1980-5411. Dostupné z: [doi:10.1590/0103-6513.20180091](https://doi.org/10.1590/0103-6513.20180091)