



České vysoké učení technické
v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství



Úloha KA03/č. 4:

Měření kinematiky a dynamiky pohybu končetin pomocí akcelerometru

Ing. Patrik Kutílek, Ph.D., Ing. Adam Žižka
(kutilek@fbmi.cvut.cz, zizka@fbmi.cvut.cz)

Poděkování:

Tato experimentální úloha vznikla za podpory Evropského sociálního fondu v rámci realizace projektu „Modernizace výukových postupů a zvýšení praktických dovedností a návyků studentů oboru Biomedicínský technik“, CZ.1.07/2.2.00/15.0415.

Období realizace projektu 11. 10. 2010 – 28. 2. 2013.



evropský
sociální
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání
pro konkurenceschopnost

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

4. Měření kinematiky a dynamiky pohybu končetin pomocí akcelerometru

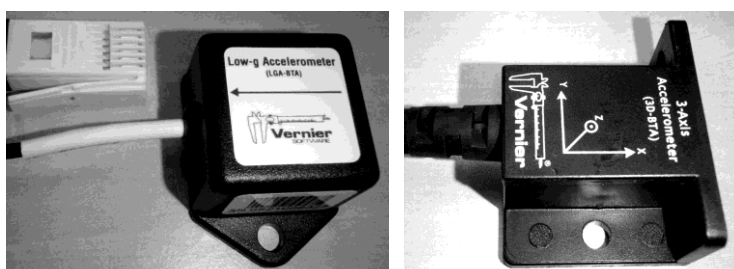
Úkoly měření a výpočtu

- Určete vzájemnou maximální flexi/extenzi segmentů horní či dolní končetiny pomocí dvou inerciálních systémů.
- Identifikujte varozitu nebo valgozitu nohou.
- Určete přibližnou velikost zatížení obratle při doskoku.
- Nalezněte velikost zatížení vybraných částí nohou při chůzi či skoku a přibližnou velikost tlaku na podložku při došlapu.

Teoretický základ řešených úloh

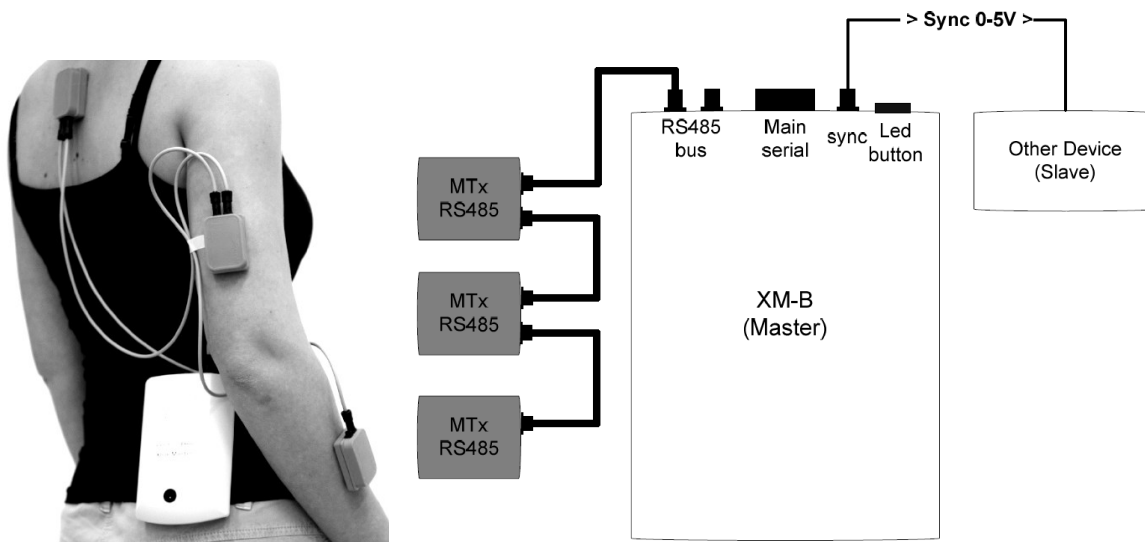
Inerciální systémy poskytují informaci o kinematických veličinách (poloha, rychlost, zrychlení) díky umístění senzorů přímo na sledovaný objekt. Inerciální systém se obvykle skládá z měřicí jednotky obsahující akcelerometry a gyroskopy (popř. také magnetometry), a z mikropočítače, který vyhodnocuje data z měřicí jednotky. Zrychlení pohybu, resp. sílu vznikající při změnách rychlosti pohybujícího se předmětu, a gravitační zrychlení, resp. sílu vzniklou působením gravitace Země, zaznamenávají akcelerometry. Výpočtové operace v akcelerometrickém senzoru jsou založeny na Newtonově pohybovém zákonu, který nám říká, že vyprodukovaná síla je přímo úměrná zrychlení tělesa.

Pro účel identifikace polohy/pohybu měřeného objektu v předem definovaném souřadnicovém systému je nezbytné dodržení polohy/pohybu inerciálního systému ve směru zrychlení objektu. Což je prakticky nemožné, a proto se používají pro zjištění rotačního pohybu, tj. náklonu, gyroskopy. Vzhledem k tomu, že každý volný objekt v prostoru má šest stupňů volnosti (vnitřní vzájemně nezávislé proměnné), tak se obvykle inerciální navigační systém skládá ze tří gyroskopů a tří akcelerometrů, kde každá dvojice (gyroskop, akcelerometr) je schopna zaznamenat rotaci či zrychlení ve směru jedné osy kolmé na ostatní. Z šesti stupňů to jsou tři lineární stupně volnosti a to posun v ose x , y a z – ty udávají polohu (občas se používá synonymum „pozice“) objektu a tři stupně volnosti rotace a to otočení kolem osy x , y a z (α , β , γ) – ty udávají orientaci (občas se používá synonymum „poloha“) objektu. Pokud je známo těchto šest proměnných, je známá i poloha objektu. Jsou-li tyto údaje sledovány po jistou dobu, je z nich možné určit dráhu a rychlost pohybu objektu v rámci námi definovaného souřadného systému.



Obr.1: Jednoduchý jednoosý a tříosý akcelerometr firmy Vernier, (převzato z návodu k přístrojům Vernier).

Akcelerometry mohou být jednoosé, dvouosé nebo tříosé. Výstupem z akcelerometru je informace o akceleraci ve směru os akcelerometru, a to pro jeden, dva či tři směry pohybu, obr.1. Složitější jsou systémy obsahující také gyroskopy. Takovýmto systémem je systém Xbus Kit. Systém Xbus Kit měření polohy segmentů těla od firmy Xsens obsahuje inerciální snímače polohy série Xsens MTi, které jsou složeny z 3D akcelerometru, gyroskopu a magnetometru. Výstupními daty ze snímače jsou informace o orientaci snímače v prostoru, akceleraci ve směru souřadného systému snímače a poloze snímače vůči magnetickému poli. Pro sběr dat a napájení snímačů obsahuje systém digitální Xbus datovou sběrnici, která je připojena k PC.



Obr.2: Motion capture systém firmy Xsens založený na inerciálních snímačích polohy, (převzato z návodu k použití MoCap systému firmy Xsens).

Obvykle měření zahájíme tak, že na vhodné anatomické body segmentů těla umístíme senzory. Měřená osoba následně zaujme výchozí polohu a provede požadovaný pohyb, během kterého jsou zaznamenávána data ze senzorů. Analýzou dat zjistíme změny polohy senzorů v prostoru, které odpovídají změnám polohy segmentů těla, na kterých jsou jednotlivé senzory umístěny.

Inerciální systémy v biomechanice se především uplatňují ve sportovní biomechanice a rehabilitaci při studiu pohybu. Pomocí těchto systémů můžeme řešit především tyto fyzikální problémy: náklon, vibrace, rychlost a poloha v prostoru, síly.

Měření náklonu v prostoru

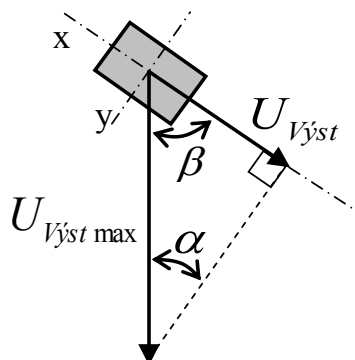
V biomechanice nás zajímá často pouze náklon objektů v prostoru, k jehož měření můžeme použít nejen gyroskopy, ale přímo akcelerometry. K měření náklonu stacionárních objektů je u akcelerometrických snímačů využívána paradoxně jejich největší nevýhoda v inerciálních systémech a to jejich možnost měření gravitačního zrychlení Země. K měření se využívají citlivé senzory (piezoelektrické, piezodoporové, atp.), schopné indikovat velikost tíhového zrychlení v souřadných osách akcelerometru. Z poměru gravitačního zrychlení ve dvou osách lze zjistit náklon. Pokud je tíhové zrychlení přesně v ose senzoru (svislý směr), pak je odezva senzoru maximální, pokud je senzor natočen, pak výstupní signál odpovídá tomuto natočení:

$$U_{V'yst} = U_{V'yst \max} \cdot \sin(\alpha), \quad (1)$$

respektive

$$U_{V'yst} = U_{V'yst \max} \cdot \cos(\beta), \quad (2)$$

dle obr.3.



Obr.3: Využití akcelerometru k měření náklonu.

Před vlastním měřením by měl být akcelerometr, tak jako ve všech dalších případech, kalibrován na hodnotu 0 Volt pokud na něj nepůsobí žádné zrychlení.

Pokud bychom měřili vzájemnou polohu více segmentů těla, měřili bychom jejich polohu odpovídajícím počtem akcelerometrů (např. dvou umístěných na dvou segmentech těla) a vzájemnou polohu segmentů pak určili rozdílem zjištěných úhlů v zemské souřadné soustavě, což je v našem případě zvolený absolutní souřadný systém:

$$\kappa = \alpha - \beta. \quad (3)$$

Měření rychlosti a pozice v prostoru

Pomocí akcelerometrů je možné realizovat zařízení, které dokáže určit pozici objektu v prostoru. Jak již bylo řečeno, překonanou vzdálenost a okamžitou polohu lze určit nepřímo. Je-li předmět v klidu nebo v rovnoměrném přímočarém pohybu, je zrychlení nulové. Při nabírání rychlosti je zrychlení kladné, při zastavování záporné. Z této veličiny lze určit okamžitou rychlost a z rychlosti překonanou vzdálenost. Real-time výpočet rychlosti a překonané dráhy, z akcelerometrem změřeného zrychlení v konkrétním směru, je prováděn např. jednoduchou numerickou integrací

$$v_i = a_i \cdot (t_i - t_{i-1}) + v_{i-1} = a_i \cdot \Delta t + v_{i-1}, \quad (4)$$

$$x_i = v_i \cdot (t_i - t_{i-1}) + x_{i-1} = v_i \cdot \Delta t + x_{i-1}, \quad (5)$$

kde x je pozice, v je rychlost, a je zrychlení, Δt je časový interval, i značí aktuální hodnotu, $i-1$ je předchozí změřená hodnota. Tato metoda se nazývá Obdélníková metoda. Snahou je, z důvodu přesnosti, aby Δt časový interval byl co nejmenší. Obecný zápis integrace pro určení vektoru okamžité rychlosti v čase t pro jeden směr je:

$$v(t) = \int_{t_0} a(t) \cdot dt + v_0, \quad (6)$$

kde v_0 je rychlost v čase počátku integrace t_0 , a je zrychlení v časovém okamžiku t . Dvojitou integrací signálu z akcelerometru lze určit překonanou vzdálenost x , kterou urazil určitý bod za danou dobu. Pro přírůstek dráhy platí vztah:

$$x(t) = \int_{t_0} v(t) \cdot dt + x_0 = \iint_{t_0} a(t) \cdot dt \cdot dt + v_0 \cdot t + x_0, \quad (7)$$

kde v je rychlost v časovém okamžiku t , x_0 je pozice v čase počátku integrace t_0 a ostatní parametry jsou stejné jako u předchozího vzorce. V programové implementaci se často využívá přesnějších numerických derivací, jedná se například o Lichoběžníkovou metodu

$$v_i = \frac{(a_i + a_{i-1})}{2} \cdot \Delta t + v_{i-1} \quad (8)$$

nebo Simpsonovou metodou:

$$v_i = \frac{\Delta t}{3} \cdot [a_i + 4 \cdot a_{i-1} + a_{i-2}] + v_{i-2}. \quad (9)$$

Obdobně by se řešilo určování dráhy, přičemž existuje celá řada dalších numerických integračních metod a jejich úprav. Integrací zrychlení ve všech třech osách lze teoreticky získat vektor okamžité rychlosti a další integrací pozici v 3D prostoru. V praxi se však u inerciálních systémů setkáváme s nepřesností v detekci rychlosti a pozice z důvodu velkého Δt časového intervalu při integraci a projevem gravitačního zrychlení Země g , které nemá vztah k akceleraci měřeného objektu, a tudíž zanáší chybu do výpočtu přesné a skutečné rychlosti a pozice objektu. K eliminaci tohoto problému se používá pokročilých filtračních a kompenzačních metod.

Měření síly a prostého tlaku

Využitím naměřených hodnot rychlosti a zrychlení lze určit, při znalosti dalších fyzikálních vlastností, odvozené veličiny, jako je například síla, vykonaná práce, atd. Například ve sportovní biomechanice nás může zajímat velikost síly při zrychleném/zpomaleném pohybu podle 2. Newtonova pohybového zákona

$$\vec{F} = m \cdot \frac{d\vec{v}}{dt} = m \cdot \vec{a}, \quad (10)$$

kde \vec{F} je zjišťovaná síla, m je hmotnost pohybujícího se tělesa, $d\vec{v}/dt$ je derivace okamžité rychlosti podle času, tedy \vec{a} - naměřené zpomalení/zrychlení ve směru účinku síly. Naměřené zrychlení může obsahovat i složku zrychlení gravitačního. Pokud nás bude zajímat hmotnost segmentů těla, která je nutná pro výpočet sil, lze ji určit na základě znalosti celkové hmotnosti a výšky jedince dvěma užívanými postupy. Méně přesný postup vychází ze znalosti procentuálního rozdělení celkové hmotnosti, publikované výsledky jednotlivých autorů se však značně liší. Přesnější je metoda založená na experimentálně stanovených koeficientech B_{0i} , B_{1i} a B_{2i} pro každý segment. Pro vyjádření hmotnosti daného segmentu pak platí vícenásobná regresní rovnice

$$m_i = B_{0i} + B_{1i} \cdot m + B_{2i} \cdot v. \quad (11)$$

Ze znalosti setrvačných sil segmentů můžeme určovat velikosti silových účinků v kloubních spojeních. Využitím znalosti o antropometrii konkrétní části těla můžeme určit například velikost síly při úderu.

$$F_{ruka} = a_{ruka} \cdot m_{ruka}, \quad (12)$$

kde F_{ruka} je hledaná síla, m_{ruka} je hmotnost pohybující se ruky a a_{ruka} je naměřené zpomalení/zrychlení ve směru účinku síly.

Pokud by nás zajímala síla v jednotlivých kloubech horní končetiny, pro reakční síly v kloubech platí

$$-F_{zapesti} = a_{ruka} \cdot m_{ruka}, \quad (13)$$

$$-F_{loket} = F_{zapesti} + a_{predlokti} \cdot m_{predlokti}, \quad (14)$$

$$-F_{rameno} = F_{loket} + a_{nadlokti} \cdot m_{nadlokti}. \quad (15)$$

Zrychlení pro jednotlivé části zjistíme měřením z jednotlivých akcelerometrických snímačů umístěných na konkrétní anatomické body segmentů těla. Ze znalosti velikosti sil můžeme pokračovat například ve výpočtu tlaku p generovaného silou působící na uvažovanou plochu S :

$$p = \frac{dF}{dS} = \frac{F}{S}. \quad (16)$$

Uvedeného předpokladu můžeme využít ve sportovní biomechanice, forenzní biomechanice atd.

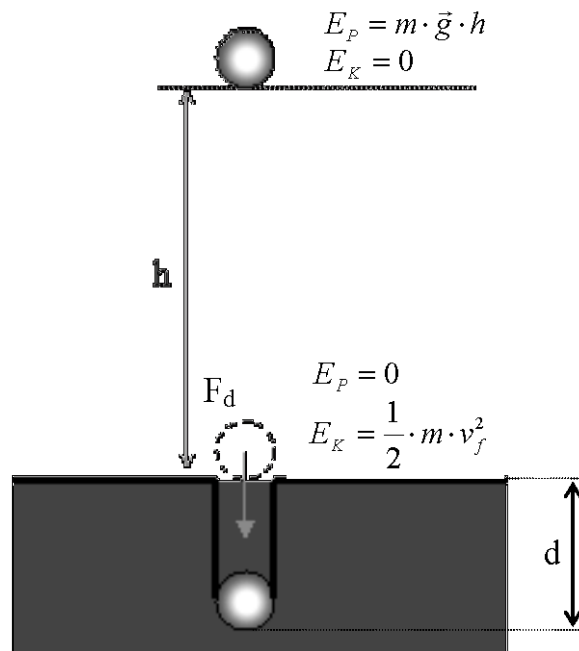
Určení průměrné síly přenášené páteří při dopadu

Velikost průměrné síly při dopadu, která je přenášena páteří, můžeme vypočítat za zjednodušujících předpokladů, Obr.4, a znalosti transformace energií:

$$E_p = E_k \Rightarrow m \cdot \vec{g} \cdot h = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v_f^2, \quad (17)$$

kde m je hmotnost konkrétní části tělesa, jenž bude při dopadu působit na obratel, h je výška, z které segmenty padají, a v_f je dosažená rychlost před dopadem. Pro přímočarý pohyb během dopadu je vykonaná práce pohlcující kinetickou energii pohybujícího se tělesa rovna průměrné síle \vec{F}_d při dopadu a překonané vzdálenosti, tj. deformaci d , během dopadu:

$$W = \vec{F}_d \cdot d \Rightarrow \vec{F}_d = \frac{m \cdot v_f^2}{2 \cdot d}. \quad (18)$$



Obr.4: Schéma pohlcení kinetické energie pohybujícího se segmentu.

K určení okamžité velikosti resp. průběhu zatěžující síly můžeme použít sledovacích či inerciálních systémů k detekci velikostí zrychlení/zpomalení \vec{a} ve směru dopadu, pak by se síla \vec{F} určila vztahem:

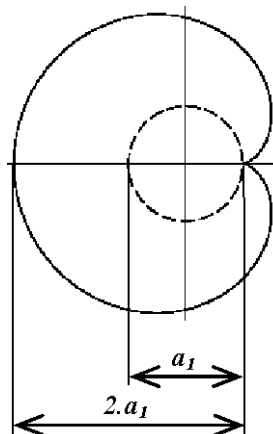
$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} . \quad (19)$$

Výpočet napětí v obratli

Vzhledem k tomu, že se jedná o fyzikálně velmi obtížnou úlohu, nejčastěji řešenou metodou konečných prvků, pro náš účel je nutné předpokládat řadu zjednodušení. Jako například předpokládejme rovnoměrné rozložení zatížení pod nucleus pulposus a jeho nestlačitelnost v případě rychlého vzrůstu zatížení, tj. nucleus pulposus je tuhá koule, kdy nedojde k využití tlumících účinků ploténky. Dále anulus fibrosus je absolutně elastický. Pro kolmé zatížení pak můžeme psát:

$$\sigma_{ot} = \frac{\vec{F}_z}{S_n} \leq \sigma_{otD} , \quad (20)$$

kde σ_{ot} je normálové napětí v části obratle pod nucleus pulposus, \vec{F}_z je síla přenášená ploténkou na obratel a S_n je účinná plocha pod nucleus pulposus. Tvar průřezu nucleus pulposus a anulus fibrosus přibližně odpovídá tvaru tzv. prosté epicykloidy. Speciálním případem je pak kardioida uvedená na obrázku Obr.3. Dodejme, že v úloze je zanedbán konkávní tvar obratle.



Obr.3: Průřez nucleus pulposus reprezentovaný epicykloidou.

Plocha kardioidu se určí vztahem:

$$S_n = \frac{3}{2} \cdot \pi \cdot a_l^2, \quad (21)$$

kde a_l je průměr nehybné kružnice, který je u srdcovky roven průměru kružnice odvalovací. S ohledem na výše definované zjednodušující podmínky můžeme říci, že:

$$\vec{F}_z \leq \sigma_{otD} \cdot S_n = \sigma_{otD} \cdot \frac{3}{2} \cdot \pi \cdot a_l^2, \quad (22)$$

kde σ_{otD} je mezní napětí pevnosti obratle při kompresi, které je určené vztahem:

$$\sigma_{otD} = f_{kort} \cdot \sigma_{kortD} + f_{spon} \cdot \sigma_{sponD}, \quad (23)$$

přičemž f_{kort} a f_{spon} reprezentují podíly obratle odpovídající kortikální (kompaktní) resp. spongiózní (houbovité) části kosti podílející se na přenosu zatížení, $f_{kort}=1/9$ a $f_{spon}=8/9$. Mezní napětí těchto částí je přibližně $\sigma_{kortD}=120MPa$ a $\sigma_{sponD}=11MPa$, [2]. K překročení dovolené hodnoty σ_{otD} a tudíž ke kompresnímu poškození obratle dochází často při pádech u starších osob či nemocných (např. při osteoporóze). Hookeův zákon je pro malá napětí a malé deformace:

$$\sigma_{ot} = E \cdot \varepsilon = E \cdot \frac{\Delta l}{l} \Rightarrow \Delta l = \frac{\sigma_{ot} \cdot l}{E}, \quad (24)$$

kde ε je poměrné délkové prodloužení, l označuje původní délku a E je modul pružnosti v tahu.