

# UŽITÍ BIOREOMETRIE KE SLEDOVÁNÍ LÉČBY PORUCH KOLENNÍHO KLOUBU

Milada Kopencová<sup>1</sup>, Alžběta Starková<sup>1</sup>, Antonín Havránek<sup>1</sup>, Petr Kubový<sup>1</sup>,  
Michaela Prokešová<sup>2</sup>, Michal Říha<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Katedra anatomie a biomechaniky, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Univerzita Karlova, Praha

<sup>2</sup>Oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny, Ústřední vojenská nemocnice, Praha

## Souhrn

V našem příspěvku se zabýváme možností využití bioreometrie ke sledování stavu kolenního kloubu u pacientů s rupturou předního zkříženého vazy a defektem intraartikulární chrupavky před operací a během procesu rekonvalescence. Jedná se o neinvazivní, snadno opakovatelnou metodu, pomocí které lze interpretovat změny reologických charakteristik různých tkáňových komponent kolena na základě grafických výstupů – bioreogramů.

## Klíčová slova

biomechanika, reologie, kolenní kloub, přední zkřížený vaz, chrupavka

## BIORHEOMETRY AS DETECTION TOOL OF THE THERAPY OF THE KNEE JOINT DEFECTS

### Abstract

The apparatus called biorheometer has been constructed at the Faculty of Physical Education and Sport of the Charles University in Prague. The apparatus demonstrate the biorheological properties of the knee joint by a non-invasive method. It has been used for the control of the surgery effect and rehabilitation of the rupture of the ligament cruciate anterior and the knee cartilage defects. Description of the biorheometer, its function, and examples of the obtained biorheographs are given in the article.

### Keywords

biomechanics, rheology, knee joint, ligament cruciate anterior, cartilage

## Úvod

S poraněním kolenního kloubu, respektive s rupturou předního zkříženého vazy či poškozením nitrokloubní chrupavky, se v rámci medicínské, ale i fyzioterapeutické praxe setkáváme velmi často. Důvodem může být zvyšující se pracovní a sportovní zátěž populace, tedy zejména chronické přetěžování kolenního kloubu jako jednoho z nejexponovanějších velkých kloubů pohybového aparátu. K objektivizaci těchto intraartikulárních změn slouží řada vyšetřovacích metod, jako jsou například magnetická rezonance či artroskopie. Tato vyšetření jsou ovšem většinou indikována pouze při stanovování diagnózy samotné. Pro hodnocení pooperačního stavu u těchto typů poranění jsou využívána minimálně, a to nejen z důvodu ekonomických. Např. u artroskopie je nevýhodou její invazivita. K posouzení stavu kolenního kloubu při hodnocení efektu jak chi-

rurgické terapie, tak následné rehabilitace, a to zejména v dlouhodobé rovině, lze přistoupit pomocí metody tzv. bioreometrie. Jedná se o nenáročnou, snadno opakovatelnou a bezbolestnou neinvazivní in vivo měření pasivního odporu kolenního kloubu při vynuceném pohybu do flexe a extenze. Díky němu jsme schopni zhodnotit specifické reologické vlastnosti, které vystihují momentální stav kolenního kloubu. Pomocí speciálního přístroje, bioreometru, vyvinutého na FTVS UK v Praze, pak lze zaznamenávat reaktivní i adaptační mechanismy pohybového aparátu, a tím i sledovat vývoj reparačních změn. Tyto změny jsou následně vyhodnocovány pomocí bioreogramů, které jsou grafickým výstupem měření.

Historie bioreometrie na FTVS UK sahá do 70. let minulého století, kdy profesor Otáhal sestavil první měřicí zařízení, pomocí něhož byly uskutečněny první experimentální studie [1]. V roce 2000 pak byla, opět pod vedením

prof. Otáhala, zahájena kompletní rekonstrukce stávajícího měřiče (podrobněji [2]). Zároveň byla vypracována i metodika měření a způsob zpracování a interpretace naměřených dat, na které se nejvíce podíleli PhDr. Michaela Prokešová, Ph.D. a Ing. Kubový [3-6]. Tento článek vznikl na základě diplomových prací první a druhé autorky a je orientován na využití bioreometrie ke sledování průběhu léčby intraartikulárních poškození kolenních vazů a chrupavek. Výše zmíněné diplomové práce byly vedeny pplk. MUDr. Michalem Říhou a PhDr. Michaelou Prokešovou, Ph.D.

## Popis bioreometru a jeho funkce

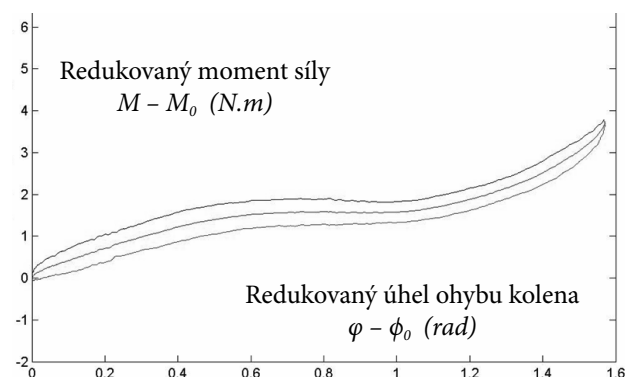


Obr. 1: Fotografie probanda upnutého v bioreometru

Jak již bylo zmíněno v úvodu, změny reologických vlastností kolenních kloubů v průběhu rekonvalescence byly u všech probandů zjišťovány pomocí bioreometru (viz obr. 1). Samotné měřicí zařízení je umístěno na výškově nastavitelném podstavci. Jeho součástí je i vyšetřovací lehátko a konstrukce pro oporu stehna a bérce. Mechanický pohyb kolena je pak vynucován krokovým motorem, jehož rotační pohyb je šnekovou převodovkou přenášen na pohyblivé rameno, tzv. unášeč. Na unášeči je siloměrný snímač, na němž jsou nalepeny dva kovové jednoosé foliové tenzometry zapojené do střídavého tenzometrického můstku. Údaje z tenzometrického můstku jsou zpracovány A/D převodníkem se vzorkovací frekvencí 1 kHz. A/D převodník je napojen na počítač, ve kterém jsou data dále upravována a prostřednictvím specifického softwaru i zobrazována na monitoru v podobě křivky, která znázorňuje změnu celkového momentu kolena  $M$  v reálném čase  $t$ . Pohyb je generován v sinusovém rytmu a snímán je kroutící moment, úhel a úhlová rychlost. Pro možnost další práce s naměřenými daty jsou naměřené hodnoty ukládány v podobě textového i datového souboru.

Bioreometr měří odpor vznikající v kolenním kloubu (pasivní moment) během vynuceného pohybu ve směru

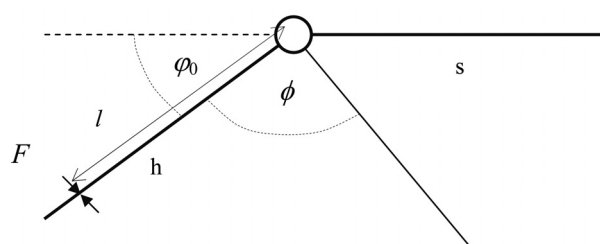
flexe (ohnutí) a extenze (natažení) kolena. V průběhu celého pohybu dochází k cyklickému zatěžování a odtěžování kolenních extra - a intraartikulárních komponent, což vede k specifické závislosti odporu kolenního kloubu  $M(\varphi)$  na úhlu jeho ohybu  $\varphi$  a rychlosti, s jakou se kloub ohýbá  $d\varphi/dt$ . Odpor kolenního kloubu se skládá ze složky  $M_1$  závislé pouze na úhlu  $\varphi$  a složky  $M_2$  závislé na rychlosti ohýbání. Složka  $M_2$  působí proti směru rychlosti, při flexi, kdy úhel  $\varphi$  roste, se tato složka přičítá, při extenzi, kdy úhel klesá, se tato složka odčítá. Vzniká tak uzavřená křivka (viz obr. 2), která svým tvarem připomíná hysterézní křivku. Tento název se dříve také někdy pro bioreogram užíval.



Obr. 2: Bioreogram kolena mladého člověka bez obtíží

Nyní podrobněji k funkci přístroje. Pohyb kolene, který vyšetřujeme, je jeho ohyb v rovině dané holenní ( $h$ ) a stehenní ( $s$ ) kostí. Schematicky je tento pohyb znázorněn na obr. 3. Protože pohyb aproximujeme jako rovinný, stačí k jeho popisu udat úhel  $\varphi$ , který svírá holenní kost s prodloužením kosti stehenní. Na obr. 3 je znázorněna situace, kdy tento úhel má hodnotu  $\varphi_0$ , noha je mírně pokrčena. Od této hodnoty začíná flexe, pokračuje až do maximálního ohnutí  $\varphi_0 + \varphi$  a poté následuje extenze zase až do výchozí hodnoty  $\varphi_0$ . Pohyb popíšeme časovou závislostí úhlu  $\varphi$ ,

$$\varphi = \varphi(t). \quad (1)$$



Obr. 3: Schematické znázornění měřeného pohybu kolena

V bioreometru měříme reakci kolene na vynucený pohyb. Zvolíme tedy průběh funkce (1) a dle ní necháme pohybovat rameno bioreometru a přes tensometrický člen, který sejme časový průběh síly  $F(\varphi(t))$ , připojíme holeň,

aby se pohybovala shodně s ramenem bioreometru. Spojení je zajištěno objímkou s tenzometrickým členem, který sevře nohu u kotníku. Změříme-li vzdálenost  $l$  objímky od osy otáčení, stanovíme ze změřeného úhlového průběhu síly  $F(\varphi(t))$  moment síly

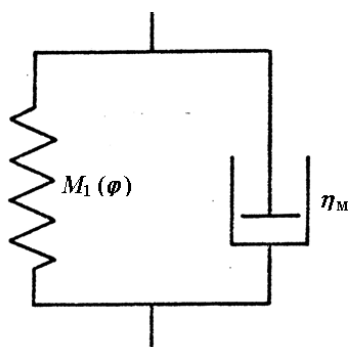
$$M(\varphi(t)) = lF(\varphi(t)) \quad (2)$$

pouhým vynásobením změřenou délkou  $l$ . Získaná úhlová závislost momentu  $M(\varphi)$  se vynese v závislosti na úhlu  $\varphi$  a získá se tak výše zmíněný bioreogram (obr. 2). V konkrétním uspořádání bioreometru je po zadání individuální vzdálenosti  $l$  objímky od osy otáčení, další průběh snímání bioreogramu automatizován.

Funkce  $\varphi = \varphi(t)$  vyvolávající pohyb ve všech našich měřeních měla tvar

$$\varphi = \varphi_0 + \phi(\sin \omega t)^2. \quad (3)$$

Amplituda ohybu byla ve většině minulých měření volena  $\phi = \pi/2$  ( $90^\circ$ ). Někdy u málo pohyblivých kolen byla zvolena menší amplituda. To byl i případ našich probandů, kde jsme volili amplitudu  $\phi = 80^\circ$ . Hodnota zvolené frekvence byla  $\omega = 2\pi/60$   $s^{-1}$ . Počáteční úhel ohnutí  $\varphi_0$  byl přibližně  $10^\circ$ .



Obr. 4: Zvolený reologický model kolena

O kolenu budeme předpokládat, že jeho reologické vlastnosti (viz např. [7]) jsou vyjádřeny modelem kelvinovského typu (viz obr. 4), v kterém jsou však veličiny přizpůsobeny tomu, že hledáme vztah mezi úhlem ohybu kolene  $\varphi$  a momentem síly  $M(\varphi)$ . Proto má elastický člen  $M_1$  význam momentu síly, kterým se koleno brání otáčení, když viskózní odpor lze zanedbat a viskózní člen  $\eta_M$  má význam momentu síly potřebného k otáčení kolene jednotkovou úhlovou rychlostí. Elastický a viskózní člen mají při různých úhlech  $\varphi$  různé hodnoty, jsou tedy funkcí úhlu  $\varphi$ . Funkce však může být i dvojznačná, hodnoty při flexi a extenzi mohou být různé. Koleno pokládáme za jeden celek, jehož viskoelastické chování je modelem z obr. 4 plně popsáno. Mezi momentem síly  $M(\varphi)$  měřeným bioreometrem a funkcí  $\varphi = \varphi(t)$  určující časový průběh natočení jeho

pohyblivého ramene pak platí vztah:

$$M(\varphi) = M_1(\varphi) + \eta_M(\varphi) \frac{d\varphi}{dt}. \quad (4)$$

Tato rovnice je analogická reologické rovnici Kelvinova modelu (viz např. [7], rov. (4)). Smyková deformace  $\gamma$  je v ní však nahrazena konečnou úhlovou výchylkou  $\varphi$ , místo konstant  $G$  a  $\eta$  jsou v ní funkce  $M_1(\varphi)$  a  $\eta_M(\varphi)$  a místo smykového napětí  $\tau$  vystupuje celková ohybová tuhost  $M(\varphi)$ .

## Soubor pacientů a organizace výzkumu

Měření pomocí bioreometru probíhalo na FTVS UK v Praze během měsíců říjen 2009 až březen 2010. Hlavním kritériem výběru výzkumného souboru byla lékařem diagnostikovaná léze LCA a léze chrupavky kolena. Pohlaví, věk, profese, sportovní aktivity atd. při samotném výběru nerozhodovaly.

Během experimentu byli probandi s lézí chrupavky chirurgicky ošetřeni metodou ACI (autologous chondrocyte implantation), která využívá kultivovaných autologních chondrocytů při řešení hlubokých chondrálních defektů. [8,9] U probandů s rupturou předního zkříženého vazů byla rekonstrukce poškozeného vazů provedena artroskopickou technikou, jako náhrada byl zvolen autogenní transplantát získaný buď z patelárního ligamentu (B-T-B štěpy) nebo ze šlach m.semitendinosus/m.gracilis (ST/G štěp) [10,11].

Před zahájením výzkumu byli probandi informováni o formě budoucí spolupráce. Zároveň podepsali informovaný souhlas k vyšetření kolenních kloubů metodou bioreometrie a k nahlížení do osobní zdravotnické dokumentace.

První experimentální měření probíhala cca týden před naplánovaným chirurgickým zákrokem. Před samotným měřením byly odebrány základní anamnestické údaje a orientačně vyšetřen funkční stav kolenního kloubu. Při každém dalším měření byl každý z probandů dotazován na aktuální zdravotní stav a případnou tělesnou zátěž z důvodu možného zkreslení výsledků. Zbýlá dvě měření se uskutečnila šest, respektive dvanáct týdnů po rekonstrukčním zákroku u probandů s poraněním předního zkříženého vazů. U probandů s poškozením chrupavky probíhala druhá měření 4 týdny po artroskopickém odebrání vzorku chrupavky a třetí měření 7 týdnů po její transplantaci.

Veškerá biometrická vyšetření se odehrávala v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží katedry Anatomie a biomechaniky člověka FTVS UK v Praze, přičemž žádný z probandů před měřením neměl předepsán žádný specifický pohybový režim. Zdůrazněn byl pouze požadavek vyvarování se extrémních zátěží.

## Měření a výsledky

Výchozí polohou pro měření byl leh na boku netestované končetiny, ta byla zároveň pro zajištění stabilní polohy mírně pokrčena. Kyčelní kloub vyšetřované končetiny se nacházel v nulovém postavení, stehno bylo podepřeno podpěrou zajišťující horizontální postavení stehenní kosti. Střed kolenního kloubu byl umístěn v ose unášeče. Běrec vyšetřované končetiny byl upnut do objímky spojené s tenzometrickým snímačem, který během testování zaznamenával celkový odpor kolena proti vynucenému pasivnímu pohybu. Svrchní horní končetina ležela volně před tělem, ohnutou spodní horní končetinu měl proband pod hlavou.

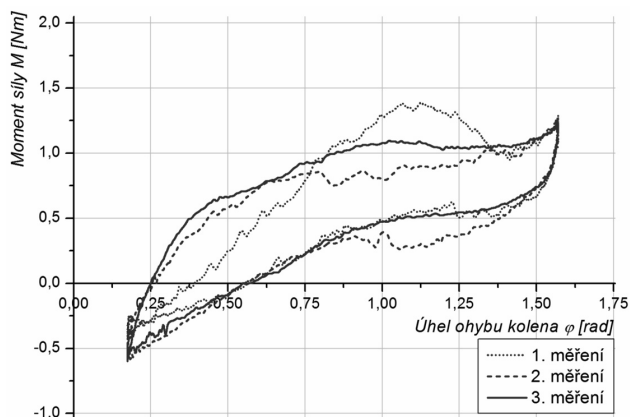
Každé měření bylo zahájeno třemi plynule navazujícími nehodnocenými cykly měření, aby si pacient přivykl na pasivní pohyb a volně relaxoval. Poté následovalo dalších pět plynule navazujících cyklů, z nichž výsledný bioreogram byl získán jako průměr těchto měření. Testovaný pohyb byl prováděn s amplitudou  $\phi = 80^\circ$ , délka jednoho cyklu byla 30 s. Pro možnost srovnání byla vždy měřena zdravá a poté operovaná dolní končetina.

Měření probíhalo v klidném prostředí s vyloučením rušivých vlivů. Testované osoby byly před měřením požádány o odložení svrchního ošacení, aby nedocházelo k omezování pohybu a tím i k výslednému zkreslení dat.

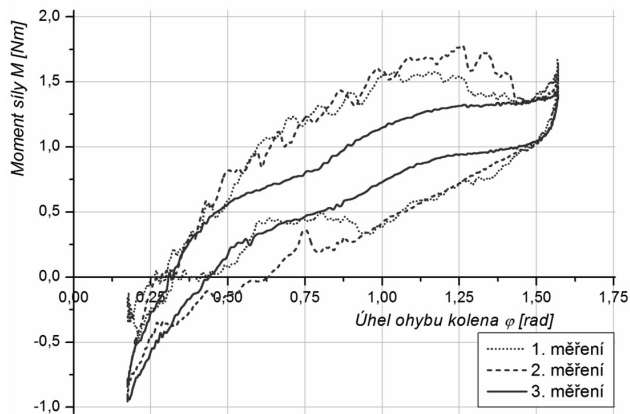
Pro dokumentaci změn reologických vlastností kolenního kloubu v průběhu rekonvalescence uvádíme výsledné bioreogramy u vybraného probanda s lézí předního zkrříženého vazy (viz obr. 5) a u probanda s defektem chrupavky (viz obr. 6).

U ruptury předního křížového vazy je u předoperačního bioreogramu (1. měření) nápadné maximum vrchní křivky (flexe) u přibližně 1,1 rad a následný pokles momentu síly daný ztrátou tuhosti kolenního kloubu. Tento průběh bioreogramu je pro rupturu předního křížového vazy charakteristický a vyskytuje se nejen u všech námi měřených pacientů, ale i u všech v minulosti měřených pacientů s tímto poraněním (viz [4-6]). Po operačním mechanickém zastabilizování kolenního kloubu a následné eutonizaci dynamických stabilizátorů dochází k postupnému zvyšování tuhosti kolene a tvar bioreogramů se přibližuje tvaru bioreogramu před operací (2. a 3. měření). I tento vývoj bioreogramů se vyskytoval u všech dosud sledovaných případů. Obvykle není k dispozici bioreogram pořízený před rupturou, proto se po porovnání užívá bioreogram sejmutý z druhého neporaněného kolene.

U pacienta s lézí chrupavky byl první bioreogram pořízen bezprostředně před chirurgickým zákrokem. Druhý bioreogram byl získán po arthroscopickém odebrání vzorku poškozené chrupavky a finální třetí 4 týdny po operaci. Předoperační měření jsou typická velkou šíří bioreogramu. Po operaci a částečné rehabilitaci se bioreogram zúží a přiblíží se šíři bioreogramu mladého člověka bez obtíží (obr. 2). Plocha bioreogramu je úměrná disipované energii v průběhu cyklu (viz [3]), tedy chirurgickým zákrokem



Obr. 7: Změny bioreogramů v průběhu léčby ruptury předního zkrříženého vazy



Obr. 6: Změny bioreogramů v průběhu léčby kolenního kloubu s defektem chrupavky

a následnou rehabilitací se podařilo snížit tření v koleni způsobené špatnou funkcí chrupavky. V [3] je ukázáno, že šířka bioreogramu stoupá s postupujícím věkem a stupněm artrotických změn. Bioreogramy větších souborů pacientů tam sledovaných byly zpracovány tak, že byly získány jejich charakteristické parametry. Parametr bioreogramu popisující jeho šířku, stejně tak jako disipovaná energie spočítaná s plochy bioreogramu prokázaly jednoznačně výše zmíněné závislosti. Na naše měření prováděná na malých souborech poškozených kolen nelze však tyto systematické postupy použít. Proto čtenáře, který chce hlouběji poznat biomeometrii, kterou jsme zde jen stručně uvedli, odkazujeme na studium disertační práce [3].

## Závěr

Dosud naměřené výsledky odhalují průběh rekonvalescence jak u pacientů po plastice předního zkrříženého vazy, tak u pacientů s chondrálním defektem. Tento průběh zachycuje specifické změny reologických charakteristik kolenního kloubu, které jsou patrné z vyhodnocovaných

bioreogramů. Jednotlivé tvarové změny křivek, rozdílnost v jejich strmosti či celkové ploše, vypovídají o změnách tuhosti, disipované energie a tím i „funkčnosti“ kolenního kloubu během celého léčebného procesu. Z výsledků naší práce vyplývá, že díky bioreometrii jsme tedy schopni zachytit jak momentální stav kolenního kloubu, tak i diagnostikovat poruchu kolene jako celku. Obecněji lze bioreometrii využít i k detekci reparačních a revitalizačních procesů kolenního systému.

## Poděkování

Autoři děkují za poskytnutí podpory z grantových zdrojů GAČR 407/10/1624 a SVV - 2010 - 261 602.

## Literatura:

- [1] Karas, V., Otáhal, S. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1979.
- [2] Prokešová, M., Tvrdíková, H., Novák, P. Measurement of reological properties of the knee joint and dependance of the result on the direction of the load. In: Kušová, S., Chalupová, M., Otáhal, J., Jelen, K. *Proceedings of international conference on Biomechanics of Man 2002*. Čejkovice, pp. 134–137.
- [3] Prokešová, M.: *Reologická odezva kolenního kloubu na historii zatěžování*. Disertační práce. Praha: Univerzita Karlova, 2008.
- [4] Prokešová, M., Říha, M., Havránek, A., Otáhal, S. Biorheology of joint. In: Proceedings of the conference Human Biomechanics, Hrotovice 2006. Eds: Fuis, V., Burša, J., Brno: Brno University of Technology, 2006, pp. 168–169, ISBN: 80-214-3232-2.
- [5] Říha, M., Prokešová, M.: *Reologie Kloubu*. In: *Biomechanics Biofluidics and Alternative Biomaterial Substitution*. Eds: Kaczmarská, A., Štěpán, V., Štěpáník, Z., Erbenová, K., Otáhal, S. Praha: Charles University in Prague, Faculty of Physical Education and Sport, 2006, pp. 43–44.
- [6] Říha, M., Prokešová, M., Kubový, P. Biorheometry of the knee-joint. Eds: Farshid, R., Huijskes, G. *Journal of Biomechanics*. 2007, Vol. 40, Supplement 2, p. 550.
- [7] Havránek, A.: *Úvod do bioreologie*. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1445-8.
- [8] Višňa, P., Hartl, R. a kol.: *Chrupavka kolena*. Maxdorf, 2006. ISBN 80-7345-084-4.
- [9] Višňa, P., Paša, L., Adler, J., Folvarský, J., Horký, D.: *Řešení hlu-bokých chondrálních defektů kolena pomocí autologních kultivo-vaných chondrocytů na nosiči - příprava chondrograftu*. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Česosl.* 2003, 70, pp. 350–355.
- [10] Fu, F. H., Cohen, B. S.: *Current concepts in ACL reconstruction*. New York: Slack Inc., 2008. ISBN 978-55642-813-5.
- [11] Sadovský, P., Musil, D., Filip, L., Vodička, Z., Stehlík, J.: *Rekonstrukce předního zkříženého vazů: srovnání metod B-T-B a šlachami hamstringů*. *Acta Chir. orthop. Traum. Česosl.*, 72, pp. 235–244, 2005.

Mgr. Milada Kopencová  
Tisová-Hlíně 7  
34801 Staré Sedliště  
Tel.: +420 605 408 051  
E-mail: grisham@seznam.cz