

EXPERIMENTAL MEASUREMENTS OF THE LUMBAR SPINE KINEMATICS

L. Jirková*, Z. Horák*, R. Sedláček*, P. Tichý*, J. Michalec*

Summary: *The purpose of the presented study was the experimental measurement of the lumbar spine stiffness and the range of the motion. During experimental measurement was observed deflection of lumbar spine segment due to moment of flexion and of extension. From measured data was determinate a stiffness of spine segment. In the Laboratory of Biomechanics was developed a new type of total intervertebral disc replacement and results obtained from this experimental measurement was used for design of this replacement.*

1. Úvod

Onemocnění páteře a s tím související bolest zad, je celosvětovým problémem nejen u starších lidí. Tyto potíže začínají již u dětí v předškolním věku, z důvodu nedostatku pohybu, špatné životosprávy a nošení nevhodné obuvi. Nejčastějšími onemocněními jsou skolióza páteře, výrůstky na obratlích, výhřez meziobratlové ploténky. Páteř je složená z těl obratlů, vazivového aparátu a meziobratlových plotének, které jsou umístěny mezi jednotlivými těly obratlů. Obratle tvoří pevnou složku tohoto pohybového segmentu. Pružnou složku tvoří spolu s meziobratlovými ploténkami také kloubní spojení obratlů, vazy a šlachy. Meziobratlové ploténky plní významnou funkci tlumení. Spojení těchto pevných a pružných komponent tvoří páteř. Díky těmto složkám je páteř dokonale pohyblivou jednotkou. Základní biomechanickou vlastností vazy a šlach, kterými jsou spojeny jednotlivé páteřní komponenty je pružnost a poddajnost. Tyto biomechanické vlastnosti mají značný vliv na určení a popsání skutečného pohybu, který je pro páteř jako celek charakteristický. Cílem exp. měření je zjistit pohyblivost páteře a sledovat odezvu páteře na její zatížení. Při exp. měření byla zjištěna výchylka segmentu páteře způsobená zatížením ohybovým momentem. Z takto naměřených dat pak byla stanovena tuhost segmentu. V laboratoři biomechaniky člověka je vyvíjen nový typ totální náhrady meziobratlového disku a výsledky tohoto experimentálního měření byly použity při provedení návrhu této náhrady. Naměřené hodnoty slouží jako vstupní data pro výpočet náhrady meziobratlového disku.

2. Princip měření

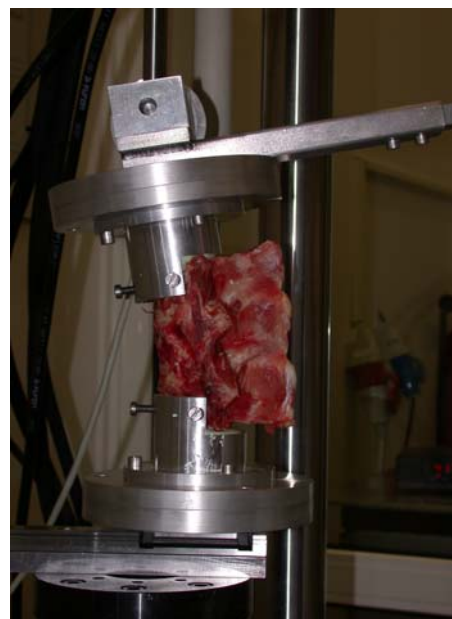
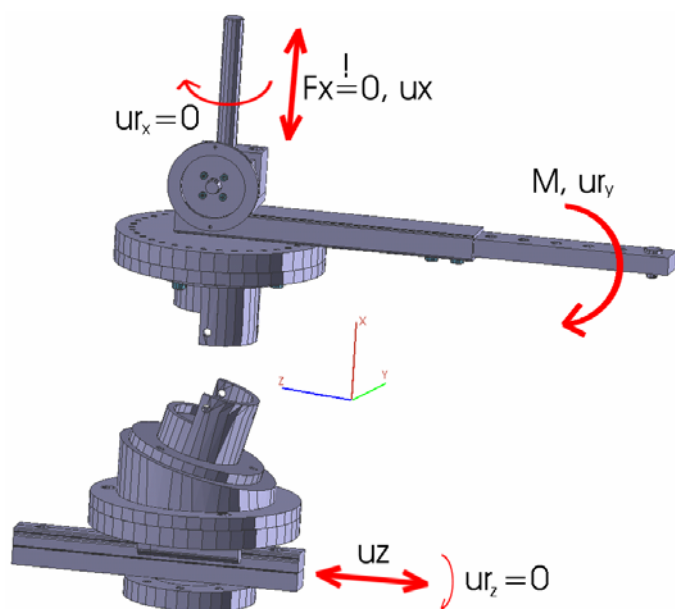
Celé exp. měření bylo prováděno na stroji MTS, kde bylo upnuto měřicí zařízení SETL 20 (viz Obr. 1.) . Měřicím zařízením byl vyvozen čistý ohybový moment a měřena výchylka.

* Ing. Lenka Jirková, Ing. Zdeněk Horák, Ing. Radek Sedláček, Ing. Petr Tichý, Doc. Ing. Jiří Michalec, CSc.: Ústav Mechaniky, České vysoké učení technické v Praze; Technická 4; 166 07 Praha 6; tel.: +420.224 35 2 527, fax: +420.233 322 482; e-mail: jirkoval@biomed.fs.cvut.cz

Proto, aby vlivem zatížení nedocházelo k přidavným momentům, bylo měření řízeno podmínkou $F_x=0$ a zároveň byly volné posuvy u_z v horizontální rovině, u_x -ve vertikální rovině (viz Obr. 1.). Z momentu M a výchylky φ byla vypočítána tuhost segmentu k .

3. Metodika měření

Úhel natočení byl měřen inkrementálním rotačním snímačem s přesností $0,01^\circ$. Zatěžování bylo statické bez setrvačných účinků. Po ustálení byla odečtena hodnota. Měření bylo nezávislé na čase a bylo provedeno ve dvou rovinách při extenzi a flexi. Maximální zatížení při měření dosahovalo hodnoty 20 Nm. Zařízení slouží jako samostatná jednotka pro upnutí segmentu tří lumbálních obratlů (navzájem spojených kloubním spojením a vazy). Jako vzorky byly použity bederní obratle z prasete domácího. Měření bylo provedeno na 4 vzorcích. Vzorky byly uchovány zmrazené, těsně před měřením byly rozmrazeny. Obratle byly v měřicím přípravku nejdříve fixovány třemi fixačními šrouby a nakonec ustaveny kostním cementem.



Obrázek 1.: Schématické zobrazení funkce měřicího přípravku

Obrázek 2.: SETL 20

4. Použité rovnice

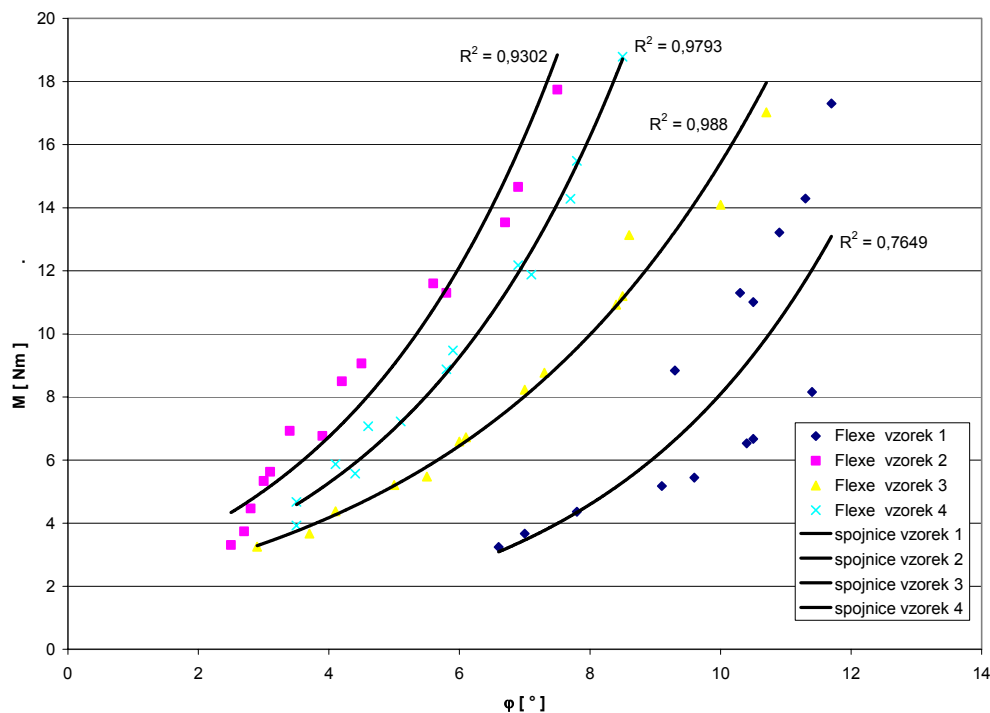
Z momentu M a výchylky φ byla vypočítána tuhost k dle vztahu (1)

$$k = M/\varphi \quad [N \text{ mm/deg}] \quad (1)$$

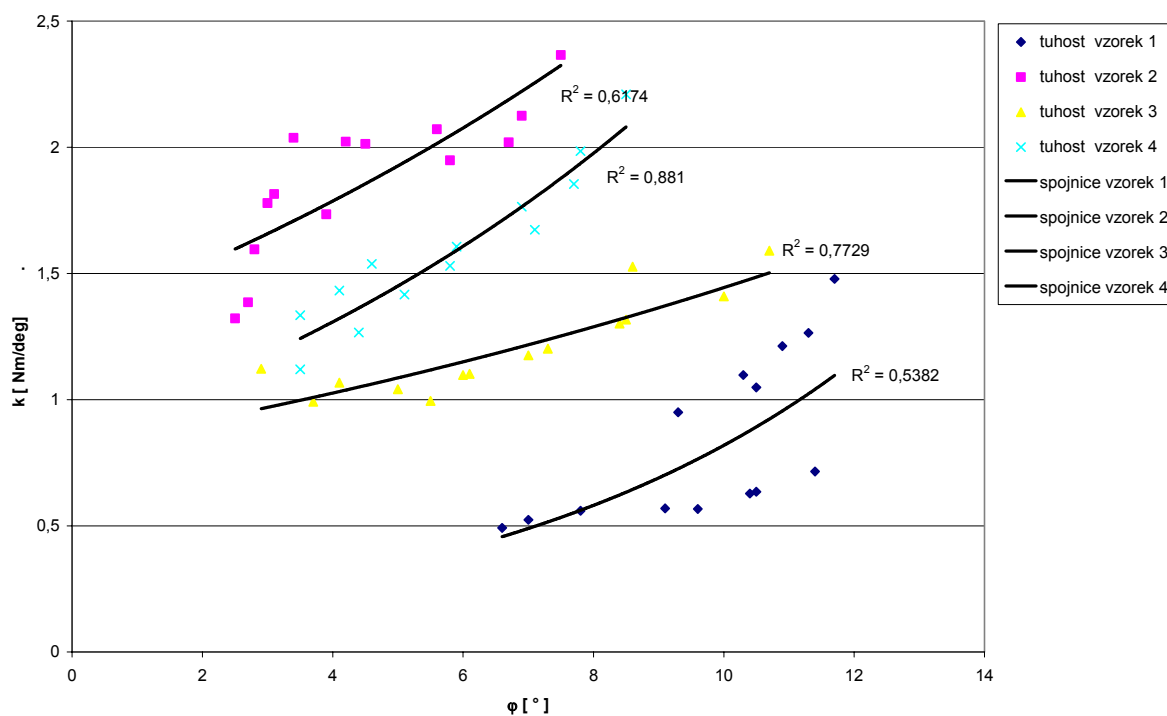
5. Výsledky

Naměřené hodnoty byly vyneseny do grafu a následně proloženy křivkou. Křivka se mění v závislosti na poddajnosti vazů a šlach spojujících páteřní segmenty. Průběh křivek je exponenciální. Se zvyšujícím zatěžujícím momentem se zvětšuje i úhel natočení. Se

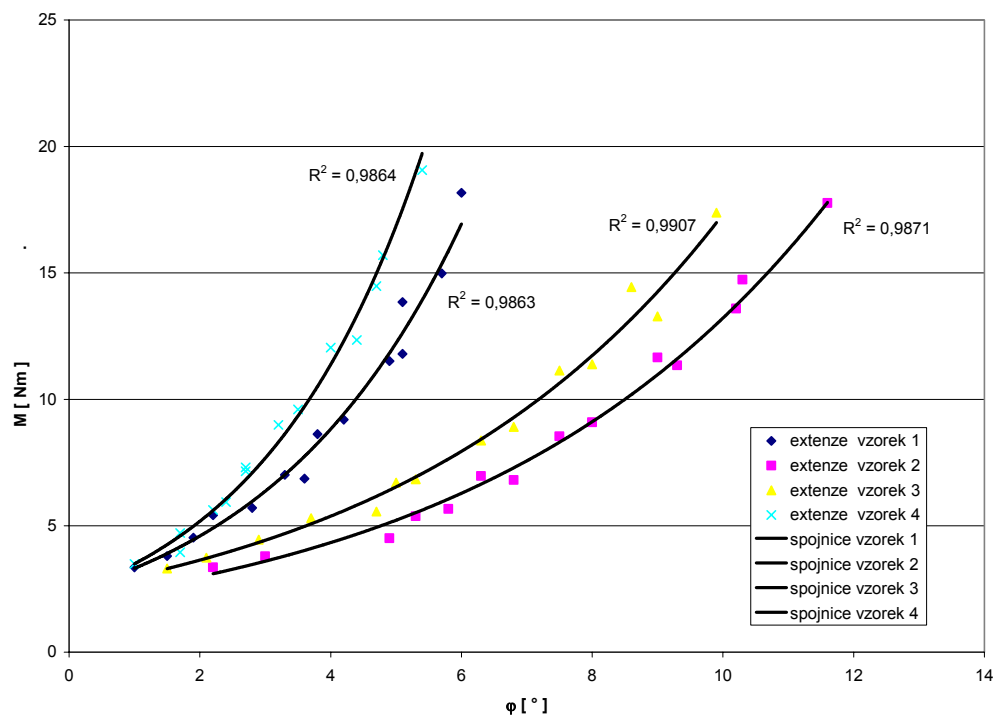
zvětšujícím úhlem natočení se zvětšuje tuhost segmentu. Maximální úhel natočení byl při flexi $18,5 \pm 2,3^\circ$ a při extenzi $18,1 \pm 1,8^\circ$.



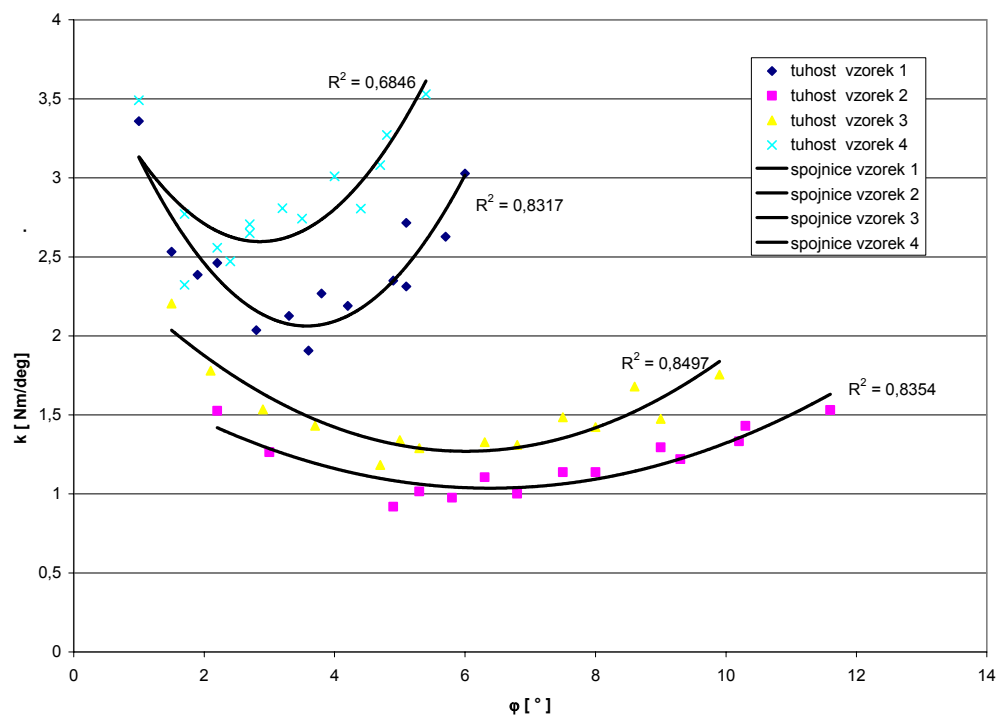
Graf 1.: Závislost zatížení na deformaci při flexi



Graf 2.: Závislost deformace na tuhosti při flexi



Graf 4.: Závislost zatížení na deformaci při extenzi



Graf 4.: Závislost deformace na tuhosti při extenzi

5. Závěr

Podařilo získat vstupní hodnoty pro návrh totální náhrady meziobratlové disku a tím bylo dosaženo žádaného výsledku. Dále bylo možno stanovit vliv jednotlivých vazivových komponent na tuhost celého segmentu a na základě toho zvolit příslušnou operační techniku.

4. Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantů:

Výzkum biokompatibilních materiálů vhodných pro výrobu nového typu spinální náhrady č. 106/05/2174, Grantové agentury ČR

Výzkum podporovaný Ministerstvem Školství ČR: Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínském inženýrství II, No. MSM 6840770012

5. Literatura

Morlock M. M., Bonin V. et al (2000), Determination of the in vivo loading of the lumbar spine with a new approach directly at the workplace – first results for nurses, *Clinical Biomechanics*, **15**, pp. 549-558.

Steffen T., Rubin R., Baramki H., Antoniou J., Marchesi D., Aebi M., 3-D Lumbar Spinal Kinematics Measurements: Method, Validation and Results; McGill University Orthopaedic research laboratory, Canada. <http://www.orl.mcgill.ca/projects/invivo/invivo.html>