



National Conference with International Participation
ENGINEERING MECHANICS 2001
Svratka, Czech Republic, May 14 - 17, 2001

BIOMECHANICS AND COMPUTATIONAL MECHANICS- MAIN CHALLENGES

Josef Rosenberg*

***Summary:** In this paper the author tries to define the position of the Biomechanics within the Biomedical Engineering and to find the relation to the Computational Mechanics. As the special application of this the Biomechanics has some particular needs. They are at first the necessity to take into account the complex microstructure. This phenomenon is much more important than in the majority of technical applications and, therefore, it becomes the main challenge for the mechanics. The reasons are demonstrated on the typical biomechanical problems dealt with not only at the University of West Bohemia in Pilsen but also at other institutions in the Czech Republic and abroad.*

1. ÚVOD

Cílem tohoto příspěvku je ukázat na základě některých současných výzkumů z oblasti biomechaniky hlavní výzvy této relativně mladé disciplíny, které staví před mechaniku jako takovou a především pak před Počítačovou mechaniku. Jsem si vědom toho, že toto jistě není žádné nové zjištění. Doufám však, že těm, kteří se biomechanikou přímo nezabývají, může přinést nový pohled na ni. Význam tkví především v tom, že naplnění této výzvy je nutnou podmínkou toho, aby se biomechanika stala skutečným nástrojem pro práci lékaře, což je její nejhumnější poslání.

Na počátku je třeba vymezit pojem Biomechanika a zařadit jej do kontextu ostatních disciplín zejména Biomedicínského inženýrství a právě počítačové mechaniky.

Příklady současných výzkumů z oblasti Biomechaniky byly voleny tak, aby zachytily různé úrovně podrobnosti popisu problémů a jednak aby byly autorovy blízké.

Základní závěry jsou pak konfrontovány i s některými dosavadními teoriemi, které dle mého názoru mohou tvořit východisko přizpůsobení počítačové mechaniky potřebám biomechaniky.

2. BIOMECHANIKA JAKO ČÁST BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

V [1] lze nalézt definici biomechaniky jako „..teoreticko-aplikačního vědního oboru zabývajícího se studiem struktur biologických objektů, na nich probíhajících procesů, jejich chováním a řešením problémů na nich. To vše s využitím poznatků, přístupů, metod a teorií inženýrské mechaniky”. Druhá část této definice implikuje samozřejmá omezení na studované procesy. Omezuje je na procesy zkoumané inženýrskou mechanikou – vylučuje tedy procesy chemické atp. Podobná, snad poněkud užší definice by mohla znít takto: **Biomechanika je vědní disciplína zabývající se**

* Prof. Ing. Josef Rosenberg, DrSc, Nové technologie-výzkumné centrum v západočeském regionu, Univerzitní 22, 306 14 Plzeň, tel. 00420 19 7491 124, e-mail: rosen@kme.zcu.cz

aplikací metod inženýrské mechaniky na simulaci chování tkání a orgánů živých organismů včetně jejich interakce s neživými strukturami.

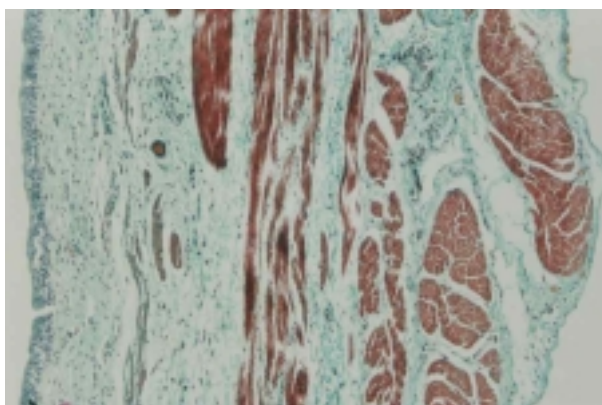
Biomechanika je součástí Biomedicínského inženýrství, které představuje propojení lékařství s takovými oblastmi jako je studium biomateriálů, detekce a analýza bioelektrických signálů, lékařské zobrazování (Medical imaging) atd. jak je detailně uvedeno např. v [2].

Vyjedeme-li z výše uvedené definice biomechaniky, logicky dojdeme k tomu, že jednou ze základních podoblastí mechaniky, která je v biomechanice využívána, je **Počítačová mechanika (Computational Mechanics)**. Právě vazbu biomechaniky s počítačovou mechanikou a hlavní požadavky na ni měl autor příspěvku na mysli. V dalším toto bude demonstrováno na konkrétních problémech biomechaniky.

3. VYBRANÉ PROBLÉMY BIOMECHANIKY

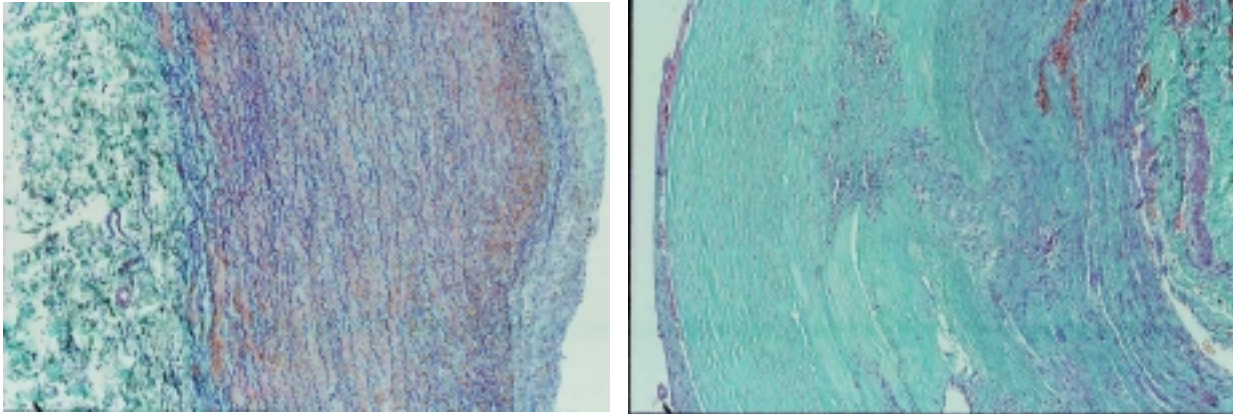
Lidské tělo stejně jako těla jiných živočichů a i rostliny konají mechanickou práci pohybem svých částí či orgánů. Ruce zvedají břemeno, oči při svém pohybu překonávají tření oční bulvy, srdce pumpuje viskozní kapalinu -krev- a prohání ji cévami, květy se na noc zavírají atp. Nalezení analogií v neživé přírodě není obtížné (manipulátor, robot, pumpa atd.). Zdrojem energie je v technických aplikacích vždy motor transformující energii paliva v energii mechanickou. U živých organismů tuto úlohu sehrávají tzv. **biologické motory** ([3]), jež na molekulární úrovni převádějí energii uvolněnou při rozpadu ATP (adenosintriphospat) na ADP (adenosindiphospat) na energii mechanickou – změnu vzájemné polohy proteinových řetězců. Typickým příkladem je sarkomera sestávající z myosinového a aktinového řetězce jež po excitaci se spojují příčnými můstky a navzájem posouvají. Tato dvojice je ve velkém množství obsažena ve vyšších celcích (např. filament –fibrila- vlákno - příčně pruhovaný sval či svalová buňka – hladký nebo srdeční sval) spolu s dalšími komponentami jako je elastin či kolagen. Existují i jiné typy biologických motorů a v poslední době se vyvíjejí i biologické motory umělé (viz rovněž [3]).

Znalost principu, na kterém tento biologický motor pracuje a jak je řízen – samozřejmě na přiměřené úrovni – je nutným předpokladem pro vytvoření matematického a počítačového modelu např. **hladkého**, **srdečního** či **příčně pruhovaného svalu**. Na obr. 1. je histologický preparát tkáně **močového měchýře**. Je zde patrná složitá a značně heterogenní struktura, kde hlavními komponentami jsou svalové buňky, elastinová a kolagenní vlákna a mezibuněčná hmota. Heterogenost je evidentně značně vyšší než u technických slitin.



Obr. 1.

Obdobný závěr je možno udělat z histologických snímků **břišní aorty** na obr. 2.a a 2.b. Srovnáním těchto snímků jsou pak jasně patrné kardinální změny mikrostruktury vyvolané patologickými jevy jež zásadně ovlivňují mechanické vlastnosti stěny aorty. Tyto změny vedou v tomto případě k výduťi aorty až eventuálně k její ruptuře, což končí v naprosté většině případů fatálně. Poznání závislosti mechanických vlastností na změnách mikrostruktury je v popředí zájmu lékařů neboť cílem je predikce vývoje chování příslušného orgánu a správné rozhodnutí o potřebě operativního zákroku a jeho druhu.



Obr. 2a,b

Na katedře mechaniky a ve výzkumném centru Nové technologie Západočeské univerzity v Plzni byl vyvinut model biologické tkáně s aktivními svalovými buňkami ([4]). Tento model je tzv. směsný uvažující současnou přítomnost všech složek (např. svalového vlákna, kolagenu, elastinu a mezibuněčné hmoty) v každém bodě kontinua přičemž je respektováno jejich procentuální zastoupení a směrová orientace. Model tedy může určitým způsobem respektovat specifické vlastnosti jednotlivých komponent a tím i přirozenou anizotropii tkáně. Interakce mezi vláknitými komponentami jsou však popsány jen s velkým zjednodušením.

Zásadním problémem je modelování stimulace svalových buněk. Právě zde je nutné znát a respektovat procesy probíhající na buněčné a molekulární úrovni. Obecně závisí stimulace svalu na koncentraci iontů Ca^{2++} v mezibuněčné hmotě. U hladkého svalu stimulace a relaxace svalové buňky závisí dále zásadním způsobem na enzymech myosin kinase a myosin phosphatase. Tyto skutečnosti musí tento model respektovat. Jako ukázkou uvedme základní rovnice, z nichž model vychází:

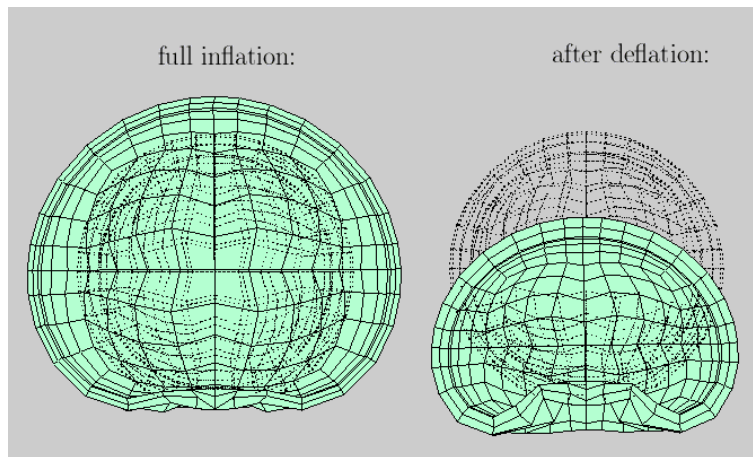
$$S_{ij} = -JC_{ij}^{-1} p + \Phi^m \frac{\partial W^m}{\partial E_{i,j}} + \Phi^f \tau_{ij}^f + \Phi^a \tau_{ij}^a$$

$$\tau^a(\epsilon, \dot{\epsilon}, N, \Theta) = \eta \dot{\epsilon} + N \min\{\bar{\sigma} | \sigma_0 \exp(K\dot{\epsilon}/\theta) - \sigma_\infty\} \exp\left\{-\left(\frac{\epsilon - \epsilon_{opt}}{s}\right)^2\right\}$$

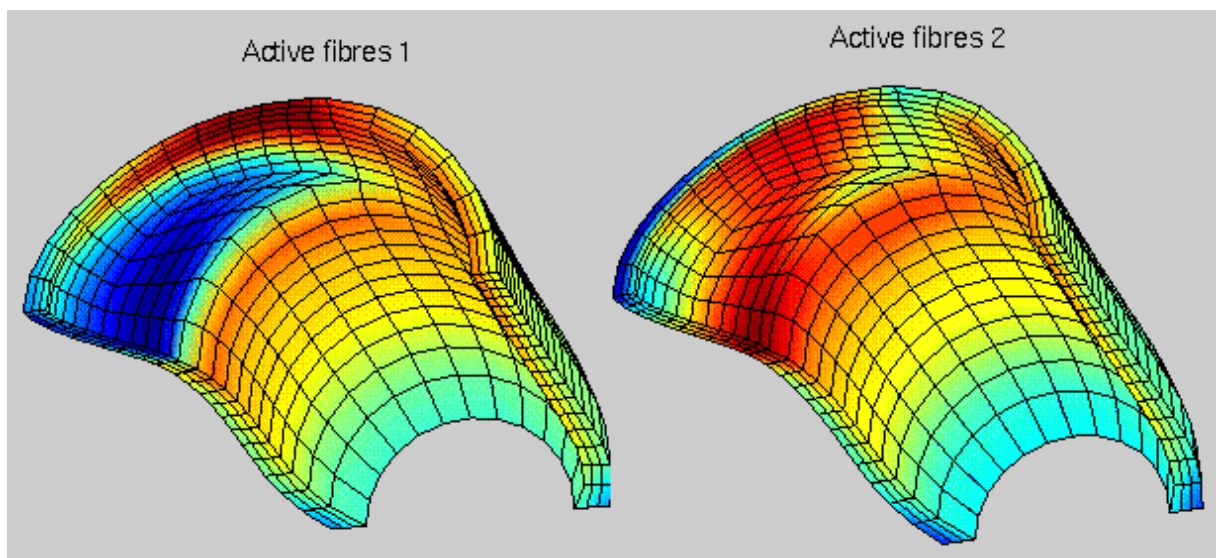
$$\Theta = \alpha_K \alpha_P$$

Zde Φ označuje procentuální zastoupení složek, indexy m,f,a odpovídají postupně mezibuněčné hmotě (matrici), pasivním vláknům (např. elastinu a kolagenu) a aktivním vláknům. Matrice je uvažována jako hyperelastický nestlačitelný materiál (energie W). S je druhý Piola-Kirchhoffův tenzor napjatosti. Druhá rovnice představuje konstitutivní vztah pro jedno svalové vlákno, v němž ϵ je jeho poměrné prodloužení. α s indexy K a P jsou koncentrace enzymů kinázy a phosphatázy. N je odpovídá počtu navázaných příčných můstků v daném okamžiku a závisí na koncentraci Ca^{2++} iontů.

S pomocí tohoto modelu bylo možno modelovat např. močový měchýř či aortu (obr.3 a 4).



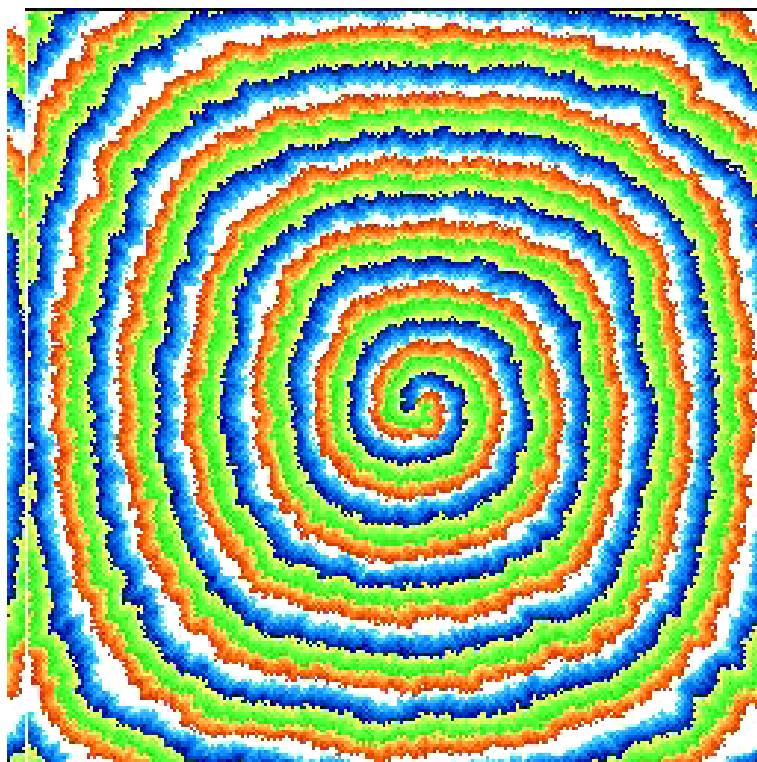
Obr.3



Obr.4

Dalším zásadním problémem je šíření vzruchu svalovou hmotou. Zvláště podstatné je toto u hladkého svalstva unitárního typu a u svalu srdečního. Zde klíčovou roli hrají spoje mezi buňkami – tzv. gap junctions, jež zajišťují šíření vzruchu od nervového zakončení či od tzv. pacemakerových buněk. Ukazuje se, že jedním z vhodných moderních přístupů je využití teorie buněčných automatů ([5]). Velice zjednodušený 2D model je na obr. 5. Zde se podařilo namodelovat vhodnou volbou počátečních podmínek stav vzniku blízký vzniku arytmií na srdečním svalu. Různými barvami jsou značeny jednotlivé fáze (excitační, refraktorní a klidová).

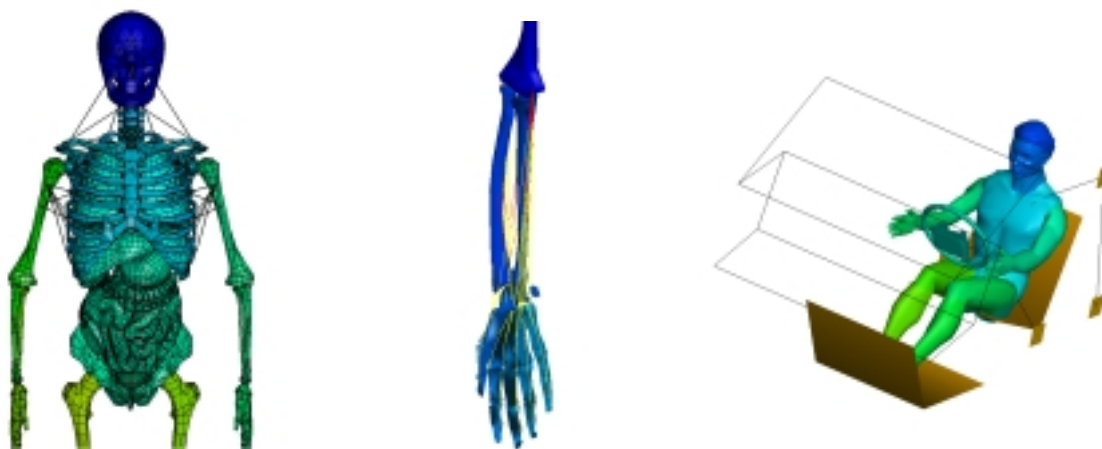
Zásadním problémem je nalezení reálných materiálových parametrů v použitém modelu. Tyto musí vycházet z měření, jež v živých organizmech představuje specifický problém. Použití klasických měření mechanických veličin je možné, byť obtížné, na vzorcích vyjmutých z těla a tedy již podléhajících rychle se rozvíjejícím nevratným změnám. Optimální jsou výsledky vyšetřování na živém organismu (in vivo), kde ale možnosti jsou velmi omezené či vyšetření zatěžuje pacienta (invazivní vyšetřování) a zkruskuje tak výsledek.



Obr. 5

Na uvedených pracovištích ZČU byl vyvinut identifikační software, jenž např. z měření závislosti změn objemu měchýře na intravezikálním tlaku v různých fázích mikce dovoluje určit materiálové parametry pro výše uvedený model svalové tkáně ([6]). Obdobný algoritmus se připravuje i pro model břišní aorty.

Problém s validací modelu vzniká také při konstrukci počítačového modelu celého lidského těla sestávajícího ze skeletu, kosterních svalů a vnitřních orgánů (obr. 6). Tento model vyvíjený ve výzkumném centru Nové technologie je určen jednak pro simulaci rázových zkoušek vozidel a dále pro novou perspektivní aplikaci studia komfortu posádky vozidel. V nedávné minulosti v zahraničí prováděné testy na mrtvolách je v současné době z etických důvodů stále obtížnější realizovat a tak cesta ověření reálnosti výsledků počítačové simulace a identifikace parametrů je stálou výzvou pro budoucnost.



Obr. 6

4. SPECIÁLNÍ POŽADAVKY BIOMECHANIKY

Uvedené konkrétní příklady biomechanických problémů jasně demonstrují jejich principiální odlišnost od problémů technické praxe. Za základní přitom považují především **vliv mikrostruktury**. Důvody pro toto tvrzení jsou zejména tyto:

- Mikrostruktura se výrazně mění s polohou (heterogenost) a vlivem patologických změn. A právě vliv těchto změn jednotlivých komponent na makrochování tkáně je podstatné pro aplikace využitelné v lékařské praxi.
- Změna mikrostruktury znamená změnu vlastností složek, jejich objemového podílu i prostorové orientace
- Mikrostruktura je silně hierarchizovaná (vrstvy, vlákna, buňky, molekuly) a makrovlastnosti jsou ovlivňovány změnami na různých úrovních
- Chování některých složek, zejména aktivních, je ovlivňováno složitými procesy mechanickými, chemickými i elektrickými

Dále je třeba zdůraznit, že úlohy biomechaniky jsou téměř výhradně **vysoce nelineární** a to jak **fyzikálně** tak **geometricky**.

Z uvedeného vyplývá, že pro počítačovou simulaci je nutné řešit nejen velice složitý mechanický problém nýbrž i problémy z jiných vědních disciplín jako je např. biochemie atd. Je evidentní, že současné komerční programové soubory těmto požadavkům nevyhovují. V nich realizovatelné konstitutivní vztahy jen ve velmi ojedinělých případech mohou dát použitelné **kvantitativní** údaje. **Implementace modelů zahrnujících mikrostrukturu** ve výše uvedeném smyslu je velkou výzvou pro počítačovou mechaniku.

Dalším požadavkem je zajistit spolupráci těchto algoritmů s řešeními problémů souvisejících jako jsou chemické procesy, šíření vzruchu atd.

Druhá zásadní výzva pro budoucnost je **identifikace materiálových parametrů** na základě výsledků měření či vyšetřování. Představuje to jak vývoj příslušného identifikačního software tak zdokonalení či vytvoření vyšetřovacích a měřicích metod poskytujících relevantní vstupy pro identifikaci.

Shrneme-li uvedené, je možno jako základní výzvu biomechaniky pro počítačovou mechaniku definovat požadavek vytvoření takových kontinuálních modelů jež dovolí cíleně respektovat vlastnosti mikrostruktury na různých úrovních a dále systému propojení s dalšími disciplínami s cílem reálně modelovat mechanické chování živých tkání, orgánů i celých jedinců.

5. NĚKTERÉ MOŽNOSTI RESPEKTOVÁNÍ MIKROSTRUKTURY V MECHANICE KONTINUA

Nejpoužívanější a historicky nejstarší přístup k této problematice je přístup **fenomenologický**. Základem je matematický model kontinua obsahující množinu parametrů, které jsou identifikovány (laděny) na základě měření na reálné struktuře. Tak např. stěna uretry je modelována jako lineární viskoelastické kontinuum. Příslušné materiálové parametry byly určeny na základě měření závislosti změny příčného průřezu uretry na vnitřním tlaku v čase pomocí balónkové sondy ([7]). Zásadní nevýhoda je jen velmi obtížné zjištění závislosti těchto globálních (makro) parametrů na změnách vlastností mikrokomponent, jež, jak již bylo řečeno, je nesmírně závažná.

Jiným přístupem jsou modely, které již mikrostrukturu na určité úrovni respektují. Patří mezi ně např. tzv. **směsné modely**, jejímž příkladem je uvedený model svalů. Zde již materiálové konstanty jsou přímo přiřazeny jednotlivým mikrokomponentám.

Zvláště je třeba uvést velice rozpracovanou teorii **homogenizace** (např. [8]). Tato teorie vychází z asymptotického rozvoje řešení okrajové úlohy s oscilujícími koeficienty, které odrážejí nehomogenitu v mikrobuňce obsahující mikrokomponenty v typické konfiguraci. Charakteristický rozměr λ této buňky je pak podroben limitě $\lambda \rightarrow 0$, čímž je struktura homogenizována a řešení původní úlohy konverguje k řešení úlohy s homogenizovanými koeficienty. Ty je nutné získat numerickým výpočtem – řešením mikroúlohy. Nejčastěji je metoda homogenizace používána pro periodické struktury, což je značné omezení.

Modifikací tohoto přístupu, tj. přechodem ze škály $\lambda \rightarrow 0$ na kontinuální popis je **teorie mikrokontinua** vypracovaná Eringenem a jeho spolupracovníky (např. [9]).Její výhodou je jasný fyzikální základ. Každému bodu modelu struktury jsou přiřazeny další stupně volnosti odpovídající pohybu mikročástice a její deformaci. Je-li uvažován pouze sférický pohyb, jedná se o tzv. **mikropolární** kontinuum, v obecném případě zahrnujícím i deformace částice byl Eringenem zaveden název **mikromorfní** kontinuum. Jedná se o zobecnění Cosseratova kontinua. Některé aplikace v biomechanice jsou nadějně. Např. Park a Lakes v [10] ukázali, že mikropolární model nevysušené kosti velmi přesně odpovídá experimentálním výsledkům. Klasická je aplikace mikropolární kapaliny na proudění krve.

Aplikace mikromorfního kontinua v biomechanice jsou dosud ojedinělé pravděpodobně pro složitost konstitutivních vztahů. Je to však velmi nadějná cesta, neboť znalosti o mechanických vlastnostech buňky, jež je logickou představitelkou částice v této teorii, jsou intenzivně zkoumány. Pravděpodobně i model svalu na bázi mikromorfního kontinua je realizovatelný.

Další výrazné zpřesnění představují **škálově závislé kontinuální teorie**, umožňující respektovat spojitou závislost parametrů na škále λ - tedy nikoliv pouze skok od $\lambda \rightarrow 0$ k makrostruktuře. Úvod do této problematiky lze nalézt např. v [11]. Problémem je teoretická náročnost této teorie.

6. ZÁVĚR

Biomechanika výrazným způsobem motivuje další rozvoj počítačové mechaniky. Předmětem zkoumání jsou velmi složité a důmyslné materiály a celé systémy, pro jejichž poznání jsou žádány kvalitativně nové modely. Otevírá se prostor pro vytváření uživatelsky příjemných prostředků pro práci s materiály se složitou anizotropní strukturou a fyzikální a geometrickou nelinearitou a event. i s aktivními komponentami. Tyto programové prostředky pak musí být schopné spolupracovat s produkty z jiných oblastí. Je samozřejmé, že toto vše nalezne uplatnění i v technické oblasti, kde bude možno těmito prostředky modelovat moderní materiály na vyšší úrovni.

Tento příspěvek vznikl za podpory projektu LN00B084 Nové technologie-výzkumné centrum v západočeském regionu.

REFERENCE

- [1] Křen J.,Rosenberg J.,Janíček P.: Biomechanika, skriptum Západočeské univerzity v Plzni, Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997
- [2] J. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook*. CRS Press ,Boca Raton (1995)
- [3] Balzani V.,Credi A.,Raymo FM.,Stoddart JF.: Artificial Molecular Machines, *Angew Chem Int*, 39 (19), 2000
- [4] Cimrman R.,Rohan E.: FE Simulation of Muscle Behaviour in Dynamic Problems, In.:Proceedings of the Conference ECCM 2001, Krakow, 2001
- [5] Kroc J.: Modelování šíření vzruchové aktivity převodním aparátem srdečním, In: Digitální zobrazení v biologii a medicíně 2001, Entomologický ústav AV ČR, České Budějovice, bude publikováno
- [6] Rohan E.,Cimrman R.: Sensitivity Analysis and Material Identification for Activated Smooth Muscle, In.:Proceedings of the Abstracts VIII th International conference Numerical methods in continuum mechanics, Liptovský Ján, 2000
- [7] Graversen P. et al.: Pressure-to-Cross-Sectional Area Relationship in the Proximal Urethra of Men, *The Journal of Urology*, vol.155, 1996, pp.267-270
- [8] Cioranescu D.,Donato P.: An Introduction to Homogenization, Oxford University Press, 1999
- [9] A. C. Eringen. *Microcontinuum Field Theories*. Springer, New York (1998)
- [10] Park H.,Lakes.:Cosserat Micromechanics of Human Bone:Strain Redistribution by a Hydration Sensitive Constituent, *J.Biomechanics*, Vol.19, No.5, 1986, pp.385-397
- [11] Holeček, M.:Scale Modelling, In.: Proceedings of UWB, Vol. 1.,Pilsen, 1998
- [12] Hynčík L.: Biomechanical Human Model, In.: Proceedings of Man'2000, Liberec, 2000