

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ

CZECH TECHNICAL UNIVERSITY IN PRAGUE
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY
INSTITUTE OF MECHANICS

APLIKACE ODPOROVÉ TENZOMETRIE
V NESTANDARDNÍCH PODMÍNKÁCH

STRAIN GAGE APPLICATION IN
NON-STANDARD CONDITIONS

Ing. Jan Řezníček, CSc.



Obor habilitačního řízení
APLIKOVANÁ MECHANIKA

Praha 2005

SUMMARY

Strain gage technology is one of the methods of experimental stress analysis, with long time history. It participates on complicated evolution in the name of new technologies and the new and new technical problems during this long time.

They are described some new techniques, which expanded possibilities of strain gage using in experimental stress analysis to non-typical or non-standard applications. There are the new expansion options in the range of large strains and distinct temperature changes. Next possibility is the strain gage applications in the new environments - composite materials from the point of view quality evaluation and errors prediction. The applications in biomedical engineering are next new field of strain gage applications. Some examples show new experience with knowledge transfer between different environments – technical and biomedical. It is impossible, or very difficult, in this time to evaluate experimental data without computers. They are some non-typical examples of complicated computer aided experiments from past time stage.

SOUHRN

Odporová tenzometrie jako jedna z metod experimentální analýzy napětí má poměrně dlouhou historii. Během této doby prošla složitým vývojem, a to zejména vzhledem k rozvoji nových technologií a vzhledem k novým technickým problémům.

V práci jsou popsány některé postupy, které rozšiřují možnosti využití tenzometrických měření při experimentální analýze napětí. Pozornost je zaměřena zejména na další možnosti běžných technických aplikací a také na možnosti použití odporové tenzometrie s ohledem na vyhodnocování velkých deformací a výrazných změn teploty. Aplikace odporové tenzometrie v moderním prostředí kompozitních materiálů jsou zaměřeny na vznikající chyby při měření. Spojením několika přístupů vzniklo kritérium hodnocení kvality instalace tenzometrů. Aplikace v biomechanice představuje moderní směr použití tenzometrie zejména z pohledu možnosti přenosu některých metod z technické praxe do této oblasti. Pomocí modifikací a úprav je možné použít stávající zařízení i v oblasti biomedicínského inženýrství. Některé příklady praktického nasazení odporové tenzometrie dokládají možnosti přenosu zkušeností mezi jednotlivými aplikacemi – zejména inženýrskými a biomedicínskými. Počítačová podpora tenzometrických měření je tak nutností, a to jak ve standardních tak i v nestandardních podmínkách.

KLÍČOVÁ SLOVA

Odporový tenzometr, příprava povrchu, čištění, lepení, materiálové charakteristiky, mez kluzu, Poissonovo číslo, lineární teplotní roztažnost, počítačová podpora experimentu, biomechanika, lidská kost, nemoci kostí.

KEYWORDS

Strain gage, surface preparing, cleaning, bonding, material properties, yield point, Poisson ratio, technical plasticity, linear thermal expansion, computer aided experiments, biomechanics, human bone, bone sickness

OBSAH

PŘEDMLUVA	6
TENZOMETRIE V TECHNICKÝCH APLIKACÍCH	7
TENZOMETRIE V BIOMECHANICE ČLOVĚKA	12
ZÁVĚR	21
LITERATURA	21
ŽIVOTOPIS	22

PŘEDMLUVA

Od počátku svého působení na katedře pružnosti a pevnosti resp. odboru pružnosti a pevnosti Ústavu mechaniky na Fakultě strojní ČVUT v Praze se věnuji experimentální analýze napětí a experimentálním metodám při vyšetřování poddajnosti těles. Jako hlavní metodě věnuji největší pozornost odporové tenzometrii. Po celou dobu mám možnost využívat nejmodernější měřicí zařízení, se kterými je možné zvládnout většinu experimentálních úloh praktické pružnosti a pevnosti. Dlouhodobé praktické zkušenosti s využíváním odporové tenzometrie odhalily také různé nedostatky této experimentální metody. Ty souvisí zejména s novými oblastmi aplikace tenzometrie za nestandardních podmínek, které lze rozdělit do čtyř oblastí:

V první řadě se jedná o problematiku materiálově nelineárních úloh.

Podílel jsem se na vývoji nových způsobů měření velkých deformací a také na zavádění nových metod vyhodnocování velkých deformací.

Druhou oblastí jsou geometricky nelineární úlohy (makrodeformace).

Zaměřil jsem se zejména na vývoj nových snímačů na bázi odporové tenzometrie, které by umožňovaly zmapování i této oblasti experimentální pružnosti a pevnosti.

Třetí oblast souvisí s možnostmi aplikace tenzometrie na anizotropické materiály (kompozity) a přinesla zcela zásadní změny při tenzometrické analýze napětí. V těchto případech je třeba nově definovat pojmy jako struktura a geometrie, které se stávají rozhodujícími faktory.

Čtvrtá oblast - biomechanika – přináší ještě více problémů při aplikaci odporové tenzometrie. Biomechanika jako velice moderní obor se zcela vymyká jak běžným pravidlům platným ve standardní analýze napětí tak i pravidlům z oblasti kompozitních materiálů. Je to dáno zejména obrovskou variabilitou živé přírody jako celku a unikátností každého živočicha jako jedince. Při aplikaci odporové tenzometrie v biomechanice je třeba nejprve hledat podmínky pro použití alespoň některých metod a některé postupy je pak třeba nahradit zcela novými.

Díky rozsáhlým zkušenostem získaným postupně ze všech čtyř uvedených oblastí jsem získal schopnost plánovat tenzometrickou analýzu napětí teoreticky v libovolném prostředí a za libovolných podmínek. Nová experimentální technika je uzpůsobována novým podmínkám a dává tak nové možnosti tenzometrických měření v kterékoliv oblasti pružnosti. Všechny zaváděné postupy úzce souvisí s rozvojem moderní výpočetní techniky. Mnohdy se může mylně zdát, že počítače časem nahradí složité experimenty numerickými simulacemi, ale spíše opak je skutečností. Moderní numerické metody stále více využívají možnosti experimentu, a to jednak ke zpřesnění svých vstupů a jednak pro základní verifikaci získaných výsledků.

TENZOMETRIE V TECHNICKÝCH APLIKACÍCH

Obecně lze říci, že i přes rozvoj dalších experimentálních metod - zejména optických - zůstává i dnes odporová tenzometrie nejrozšířenější metodou experimentální analýzy napětí v pružnosti a pevnosti.

Materiálové zkoušky ve vztahu k experimentům

Dnešní materiálové zkoušky vzhledem k ohromným možnostem měřicí a výpočetní techniky musí být jakýmsi komplexním posouzením zkoumaného materiálu. Tahová zkouška materiálového vzorku tak musí o zkoušeném materiálu dát podstatně více informací než jen modul pružnosti, mez úměrnosti, mez kluzu resp. smluvní mez kluzu, mez pevnosti a celkovou tažnost. Pro potřeby dalšího vyhodnocování experimentálních dat resp. pro sestavení materiálového modelu pro některou z numerických metod je třeba závislost σ – ε zdokumentovat s co možná nejvyšší přesností.

Rychlost zatěžování a její vliv

Jako jeden z možných parametrů tahové zkoušky byla zvolena rychlost zatěžování. Trhací stroj umožňuje reostatem ovládat motorický ventil tlakového oleje a tím rychlost nárůstu síly působící na vzorek. S ohledem na rozměry vzorku a technické možnosti regulace je minimální možná plynulá rychlost zatěžování $20 \text{ MPa} \cdot \text{min}^{-1}$. Maximální rychlost zatěžování při automatickém otevírání ventilu je $60 \text{ MPa} \cdot \text{min}^{-1}$. Ke stanovení smluvní meze kluzu R_{p02} byl použit tečný modul pružnosti odpovídající počáteční směrnici závislosti smluvního napětí na deformaci. Tabulka 1 shrnuje průměrné hodnoty základních materiálových charakteristik ze všech provedených zkoušek při rychlostech zatěžování (20, 40 a 60) $\text{MPa} \cdot \text{min}^{-1}$.

rychlost [$\text{MPa} \cdot \text{min}^{-1}$]	E [MPa]	R_{p02} [MPa]	R_m [MPa]	A [%]
20	$1,98 \cdot 10^5$	420	635	19
40	$2,03 \cdot 10^5$	427	619	17
60	$2,09 \cdot 10^5$	435	620	16

Tab. 1 - Srovnání materiálových charakteristik při různých rychlostech zatěžování

Z tabulky je patrné, že ani v jednom případě nebyla naměřená hodnota smluvní meze kluzu R_{p02} nižší než minimální hodnota udávaná v normě ($R_p = 415 \text{ MPa}$). Jak bude uvedeno později, pro praktické použití nemá ale hodnota smluvní meze kluzu význam a v praxi je výhodné používat jiné „smluvní“ hodnoty, které lépe charakterizují nelinearitu chování tohoto materiálu bez výrazné meze kluzu.

Základní charakteristiky výhodné pro vyhodnocení experimentálních dat

Tahový diagram oceli X 60 lze rozdělit na pět základních oblastí:

- 1. oblast:** závislost mezi veličinami je prakticky lineární a budeme zde předpokládat jednoznačnou platnost Hookova zákona
- 2. oblast:** závislost mezi veličinami přestává být lineární, ale nedochází ještě k tak výraznému rozvoji plastických deformací
- 3. oblast:** zakřivení závislosti mezi veličinami je již velice výrazné a velké plastické deformace se volně rozvíjejí
- 4. oblast:** závislost mezi veličinami se výrazně zplošťuje - dochází k úplnému rozvoji plastických deformací v celém zkušebním vzorku
- 5. oblast:** závislost mezi veličinami je opět již prakticky lineární, plastické deformace jsou plně rozvinuté. Je zde výrazný vliv změny příčného průřezu a oblast končí dosažením meze pevnosti a destrukcí.

Popis tahového diagramu je otázkou konstitučních vztahů. Ideální by byl popis pomocí jediné funkce $\sigma_{i \text{ skut.}} = f_{\sigma}(\varepsilon_i)$. Tato funkce by však byla poměrně složitá a stejně funkce popisující další veličiny používané ve výpočtech: $\mu = f_{\mu}(\sigma_{i \text{ skut.}})$ a $E = f_E(\sigma_{i \text{ skut.}})$. Proto jsem si rozdělil diagram na pět dílčích oblastí, pro které lze stanovit funkce f_{μ} a f_E v relativně jednoduchém tvaru.

Účelové materiálové zkoušky

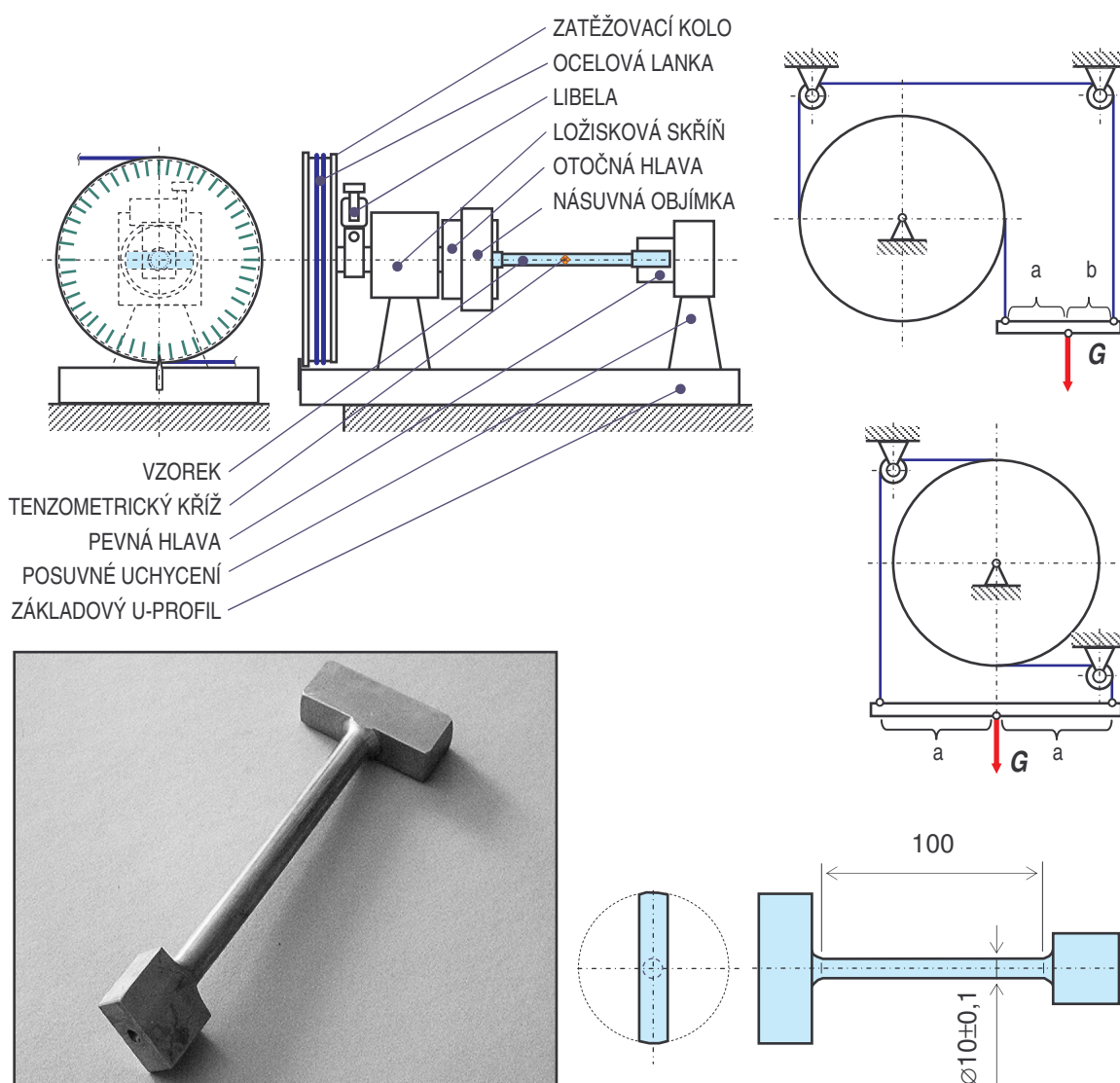
Na základě zkušeností s následným vyhodnocením experimentálních dat lze stanovit určitá doporučení a úpravu metodiky prováděných materiálových zkoušek, kterou jsem pojmenoval *Účelové materiálové zkoušky*:

- Ze zkušebního tělesa jsou odebrány části, ze kterých jsou vyrobeny normalizované vzorky pro materiálovou zkoušku tahem.
- První polovina vzorků je podrobena okamžitě normalizované tahové zkoušce a výsledky jsou použity pro zpřesnění návrhu resp. výpočtu MKP.
- Při vlastním měření je tvořen časový záznam vnitřního přetlaku na čase, který je následně přepočítán na rychlosti zatěžování v $[\text{MPa} \cdot \text{min}^{-1}]$.
- Druhá polovina vzorků je podrobena materiálovým zkouškám až následně a je při nich přibližně dodržen režim rychlostí zatěžování odpovídající přibližně režimu tlakování skutečného zkušebního tělesa.
- Pomocí zpřesněných materiálových charakteristik získaných na této druhé skupině je provedeno vyhodnocení experimentálních dat a je případně proveden přepočet původního MKP modelu pro možnost následného vzájemného srovnání numerických a experimentálních dat.

Zkouška krutem

Pro tyto zkoušky byla u některých vzorků upravena střední část do válcového tvaru. Měření bylo prováděno na speciálním zařízení, které umožňuje zatěžovat vzorek přesně definovaným krouticím momentem při možnosti natáčení konců vzorků až o 360°.

Celkové uspořádání měřicího zařízení je patrné z následujícího obrázku 1.



Obr. 1 - Zatěžovací zařízení pro krutové zkoušky - celkové uspořádání a detail vzorku

Cílem těchto zkoušek je ověřit elastické chování materiálu a přechod do plastické oblasti v podmínkách známé rovinné napjatosti čistého smyku ($\sigma_{1,3} = \pm \tau$ a $\sigma_2 = 0$). Získáme např. velikost modulu pružnosti ve smyku G resp. v tahu E :

$$G = \frac{M_K \cdot \ell}{\varphi \cdot J_p} = 0,761 \cdot 10^5 \text{ MPa} \quad \text{odkud} \quad E = G \cdot 2 \cdot (1 + \mu_e) = 1,975 \cdot 10^5 \text{ MPa} .$$

Stanovení součinitele lineární teplotní roztažnosti

Poslední dobou se velice často setkáváme s požadavky na realizaci experimentů za vyšších nebo výrazně se měnících teplot. I když moderní technologie výroby tenzometrů nepříznivý vliv teploty na měřený signál do značné míry potlačily, přesto je třeba s ním při těchto měřeních počítat.

Příprava vzorků je velice jednoduchá a spočívá v instalaci dvou tenzometrů a dvou platinových teploměrů. Ohřev se provádí v laboratorní peci.

Při vlastním zpracování dat je třeba nejprve separovat teplotní parazitní vlivy a získat tak čistou deformaci způsobenou ohřevem resp. ochlazením:

$$\varepsilon(T) = \frac{k_{nom.}}{k(T)} \varepsilon_{mer.}(T) + \alpha_{tenz.} \cdot (T - T_0) - \left[\frac{2}{k(T)} \cdot \varepsilon_s(T) - \frac{2}{k(T_0)} \cdot \varepsilon_s(T_0) \right]$$

Další zpracování těchto dat je možné provádět různými způsoby:

Postupná absolutní metoda:

Vyhodnocení vztahuje každý okamžitý stav „ i “ ke stavu počátečnímu „0“.

Hodnota součinitele lineární teplotní roztažnosti ve stavu „ i “ tedy bude:

$$\alpha_i^{(A)} = \frac{\varepsilon(T_i) - \varepsilon(T_0)}{T_i - T_0}$$

Postupná okamžitá metoda:

Vyhodnocení porovnává dva bezprostředně po sobě jdoucí stavy „ $i - 1$ “ a „ i “.

Hodnota součinitele lineární teplotní roztažnosti ve stavu „ i “ tedy bude:

$$\alpha_i^{(O)} = \frac{\varepsilon(T_i) - \varepsilon(T_{i-1})}{T_i - T_{i-1}}$$

Celková lineární metoda:

Vyhodnocení při této metodě pracuje s celým datovým souborem, kdy pomocí metody nejmenších čtverců se naměřenými daty proloží přímka

$$y = k \cdot x + p$$

Hodnota součinitele lineární teplotní roztažnosti tedy bude:

$$\alpha^{(L)} = k$$

Z hlediska zpracování naměřených dat a minimalizaci možné chyby je třeba, aby měřený signál byl co možná nejvyšší a případná chyba aparatury ho tak co nejméně ovlivňovala. Co nejvyššího signálu lze dosáhnout při realizaci těchto zkoušek obecně dvěma způsoby:

1. Zvětšením celkového teplotního intervalu a tím zvýšením počtu resp. zvětšením intervalů jednotlivých teplotních stupňů.
2. Použitím tenzometrů s maximálně rozdílnou vlastní samokompenzací α_{tenz} oproti součiniteli teplotní roztažnosti měřeného vzorku α .

Měření velkých deformací

(plastické deformace resp. makrodeformace)

Měření tenzometry:

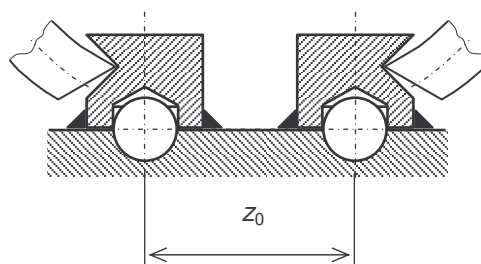
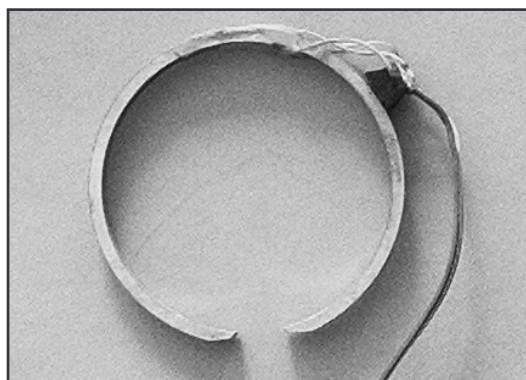
Pro zjištění co nejlepší přípravy měřeného povrchu před instalací tenzometrů jsem navrhl úpravu technologie přípravy povrchu, kterou pravidelně používáme:

- **prvním krokem** před započítím instalace je očištění nejen měřicích míst, ale poměrně širokého okolí, které přiléhá měřenému místu, slabou zásadou. Provedeme tak vlastně „neutralizaci“ povrchu a zrušíme jeho případnou kyselost. Pokud nebude povrch „kyselý“, nepoškodí slabá zásada povrch. K neutralizaci používáme slabý zásaditý roztok Neutralizer 5A (Liquid Blue), který dodává firma Vishay MM spolu se slabou kyselinou k čištění povrchu před instalací tenzometrů.
- **druhým krokem** je průběžné čištění používaných nástrojů, a to jak před měřením, tak i v jeho průběhu. Čištění je vhodné doplnit také o neutralizaci za pomoci slabé zásady podobným způsobem jako čištění samotného povrchu zkušebního tělesa.
- **třetím krokem** je i vlastní čistota experimentátora, kdy v průběhu instalace (ideální by bylo po každém nalepeném tenzometru) je vhodné si otřít ruce minimálně čistícím prostředkem RM1, ale vhodnější je úplná „neutralizace“ rukou (přicházejí v úvahu také ještě gumové rukavice, které by se po určité době měnily).

Speciální snímače velkých deformací:

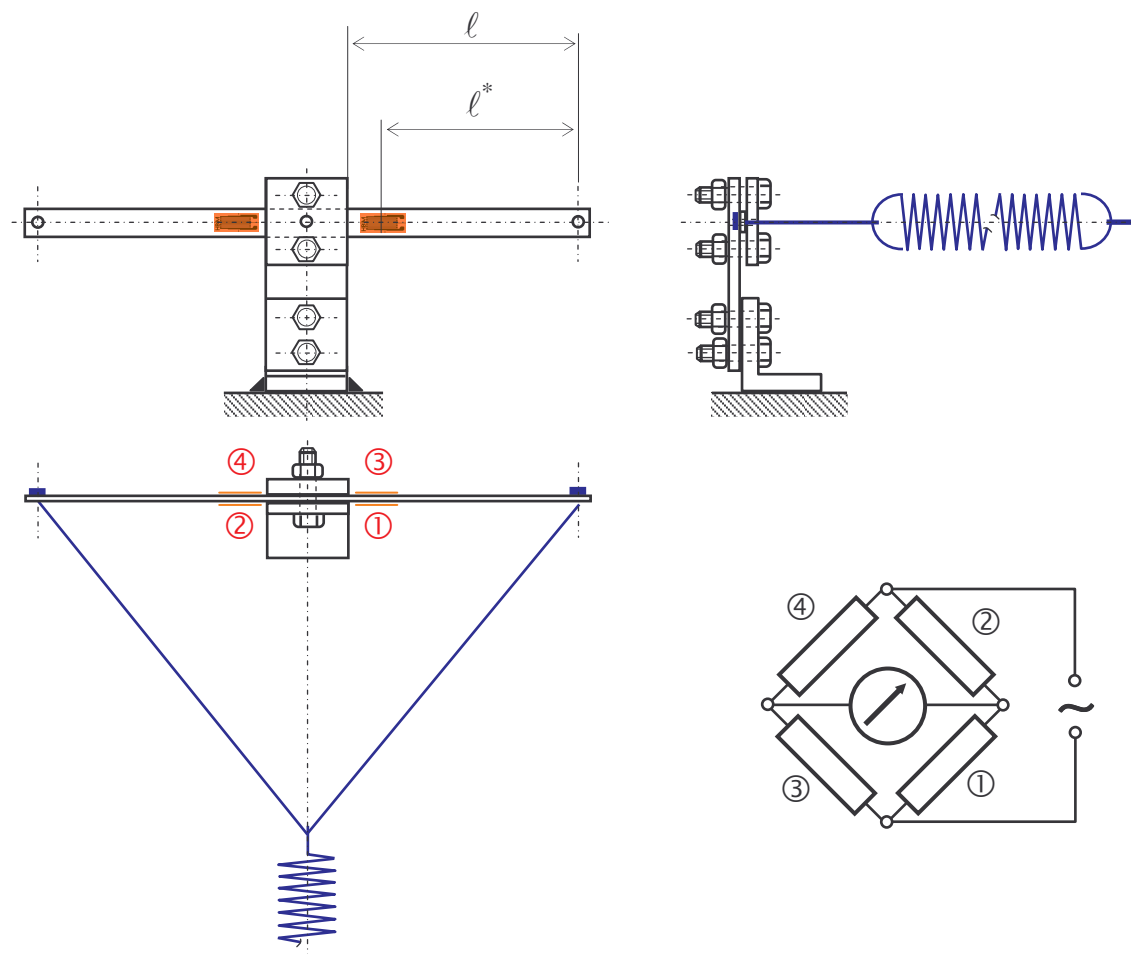
Zcela zvláštní aplikací odporové tenzometrie byl vývoj třmenových snímačů velkých deformací a vývoj integrálních ohybových snímačů změn velkých rozměrů. Z těchto snímačů byly následně vyvinuty elektrické „setinové hodinky“. Filosofie návrhu všech typů snímačů byla velice podobná: přesně definovaný převod velké deformace (neměřitelné tenzometry) na malou ohybovou deformaci (měřitelnou tenzometry).

Třmenový snímač k měření deformací na malých základnách je na obrázku 2.



Obr. 2 - Fotografie vlastního třmenu a detail uchycení upevňovacích kamenů pomocí kuliček

Integrální snímač velkých deformací určený zejména pro měření makrodeformací těles nebo jejich významných částí je na obrázku 3:



Obr. 3 - Schéma uspořádání integrálního snímače a jeho elektrického zapojení

Vyhodnocení plastických deformací (metoda konečných elastických deformací)

Základní myšlenka, ze které jsem vycházel při definování této metody, odpovídá principu proměnné matice tuhosti v průběhu celého zatěžování a lze ji vyjádřit jako:

Přechod z jednoho stavu (n) do následujícího blízkého stavu ($n+1$) lze s dostatečnou přesností nahradit lineární závislostí obdobnou rozšířenému Hookovu zákonu při použití okamžitých hodnot „modulu pružnosti“ $E_{(n)}$ a „Poissonova čísla“ $\mu_{(n)}$.

Výpočet vychází z připraveného tahového diagramu a srovnává intenzitu napětí při konkrétním měření s intenzitou při prosté tahové zkoušce. K výpočtům jsou využity závislosti $\mu = f_{\mu}(\sigma_{i \text{ skut.}})$ a $E = f_E(\sigma_{i \text{ skut.}})$ získané při účelových materiálových zkouškách.

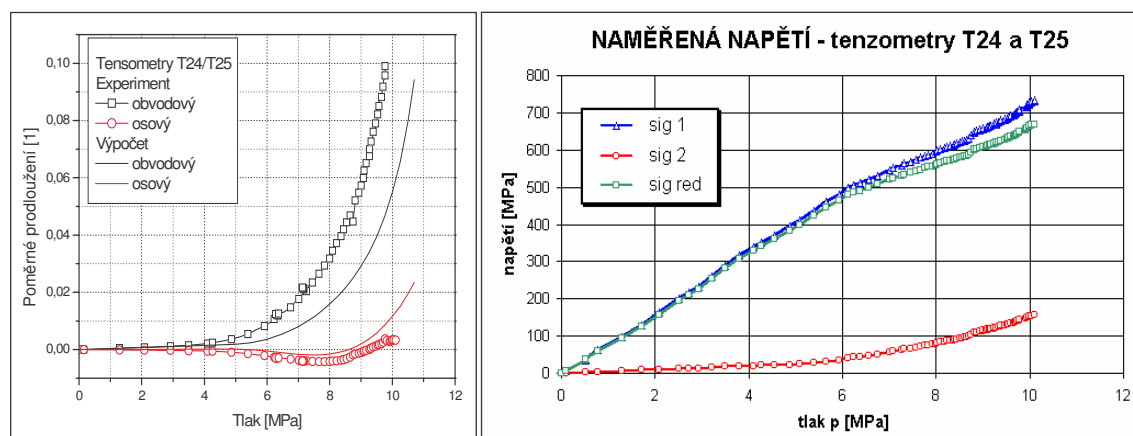
Celý postup výpočtu lze vyjádřit obecně pro krok (n) pomocí předchozího kroku $(n-1)$ jako:

1. $\Delta \varepsilon_{x(n)} = \varepsilon_{x(n)} - \varepsilon_{x(n-1)}$, $\Delta \varepsilon_{y(n)} = \varepsilon_{y(n)} - \varepsilon_{y(n-1)}$ a $\Delta \xi_{(n)} = \frac{\Delta \varepsilon_{y(n)}}{\Delta \varepsilon_{x(n)}}$
2. $\Delta \sigma_{x(n)} = \frac{E_{(n-1)}}{1 - \mu_{(n-1)}^2} \cdot \Delta \varepsilon_{x(n)} \cdot (1 + \mu_{(n-1)} \cdot \Delta \xi_{(n)})$ a $\Delta \sigma_{y(n)} = \frac{E_{(n-1)}}{1 - \mu_{(n-1)}^2} \cdot \Delta \varepsilon_{x(n)} \cdot (\Delta \xi_{(n)} + \mu_{(n-1)})$
odkud budou: $\sigma_{x(n)} = \sigma_{x(n-1)} + \Delta \sigma_{x(n)}$ a $\sigma_{y(n)} = \sigma_{y(n-1)} + \Delta \sigma_{y(n)}$
3. $\sigma_{i(n)} = \sqrt{\sigma_{x(n)}^2 + \sigma_{y(n)}^2 - \sigma_{x(n)} \cdot \sigma_{y(n)}}$
4. $\mu_{(n)} = f_{\mu}(\sigma_{i(n)})$, $E_{(n)} = f_E(\sigma_{i(n)})$

Tento postup lze opakovat pro všechny dvojice naměřených deformací.

Použití metody konečných elastických deformací v praxi:

Metodu konečných elastických deformací jsme použili při zpracování dat z měření BECH 1104. Díky úpravě technologie instalace tenzometrů bylo při tomto měření dosaženo na většině tenzometrů deformací přes 10 až 15% a některé „přežily“ spolehlivě i destrukci potrubí. Ze srovnání naměřených a vypočtených deformací pomocí MKP vyplývá poměrně dobrá shoda, a to zejména z pohledu celkového charakteru obou průběhů (tenzometrický „kříž“ sestavený z tenzometrů T24 6/120 LD20 a T25 6/120 LY11) - viz obrázek 4.



Obr. 4 - Hlavní deformace (experiment a MKP) a napětí (výpočet pomocí MKED)

Na tenzometru T 24 dochází k výraznějšímu odklonu od přímky zhruba při tlaku $p = 4$ MPa což odpovídá intenzitě napětí $\sigma_i = 300$ MPa.

K výraznému rozvoji plastických deformací dochází na tenzometru T 24 při tlaku $p = 6,0$ MPa, což znamená dosažení intenzity napětí $\sigma_i = 480$ MPa.

Po dosažení tlaku $p = 8,0$ MPa, což představuje intenzitu napětí $\sigma_i = 570$ MPa, se již růst tečných na T 24 deformací blíží přímce - plastické tečení materiálu. Trhlina vznikla při tlaku $p = 10,15$ MPa v místě vady 2 (oblast T 24/T 25).

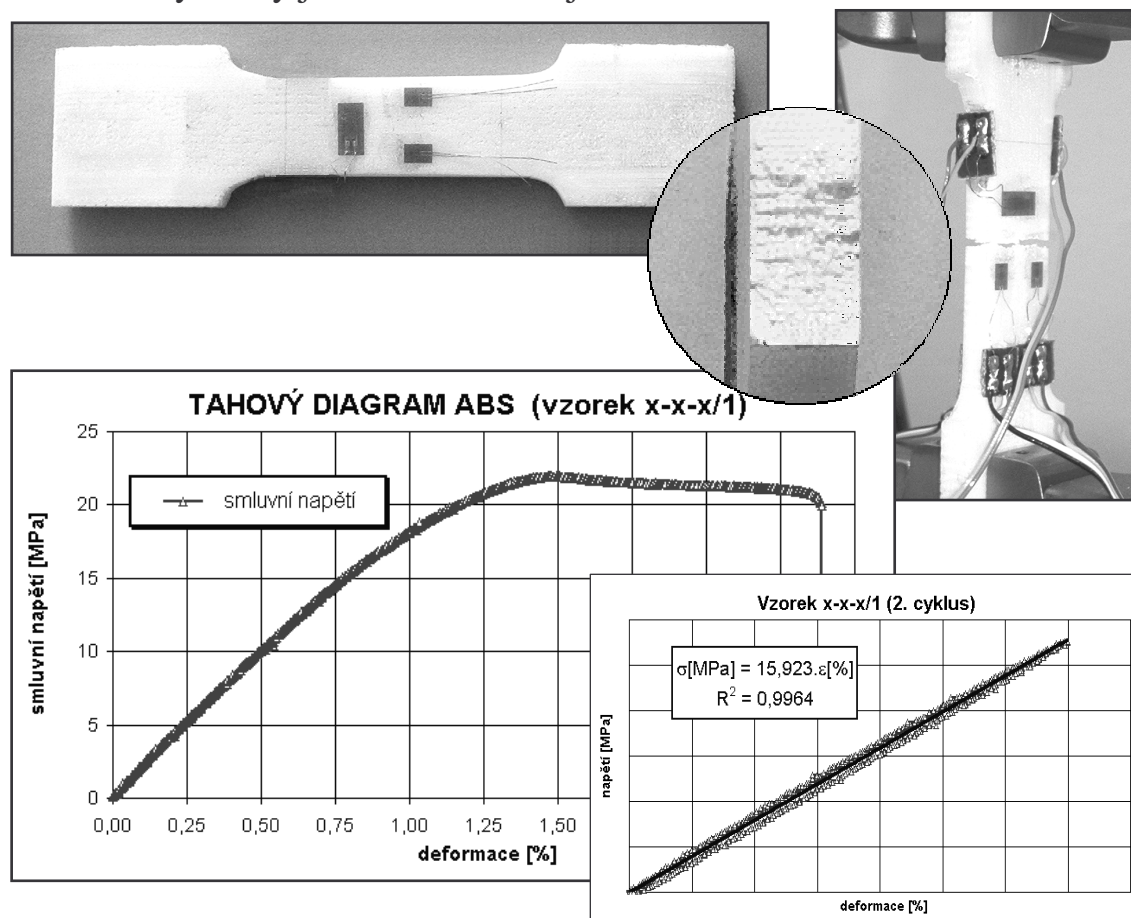
TENZOMETRIE V BIOMECHANICE ČLOVĚKA

Díky dlouhodobě dobrým zkušenostem s aplikací odporové tenzometrie v typických technických aplikacích, někdy prováděných za nezvyklých nebo komplikovaných podmínek, a díky poměrně kvalitnímu vybavení laboratoří experimentální technikou jsme si stále více zvykli využívat odporovou tenzometrii také v oblasti celého biomedicínského inženýrství.

Materiálové zkoušky v biomechanice

S rozvojem moderní technologie Rapid Prototyping (StrataSys) pro tvorbu modelů z materiálů ABS vznikla otázka mechanických vlastností těchto materiálů a z nich plynoucí možnosti jejich využití i v jiných technických oblastech. Materiál ABS má podle údajů výrobce mez pevnosti $R_m = 22 \text{ MPa}$ a modul pružnosti $E = 1\,627 \text{ MPa}$. Pro testy byly použity pouze vzorky s vlákny orientovanými ve třech limitních uspořádáních: x-x-x, x-y-x a y-y-y.

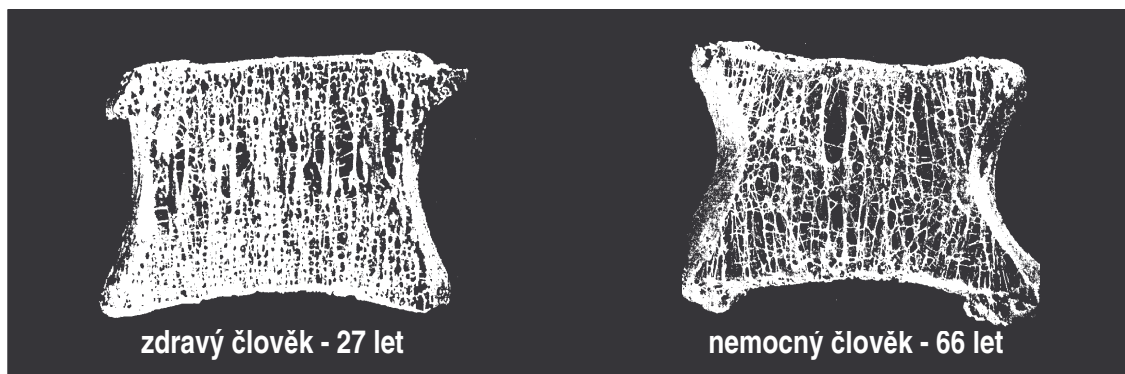
Vzorky svým tvarem a rozměry přibližně odpovídaly normalizovaným vzorkům používaným při tahových zkouškách technických materiálů. Vzorek a výsledky jednoho z měření jsou na obrázku 5.



Obr. 5 - Vzorek ABS po nalepení tenzometrů, po přetržení ve stroji MTS, detail lomové plochy a celkový tahový diagram s detailem stanovení modulu pružnosti

Onemocnění kostí

Myšlenkou celého výzkumu byla představa, že se každé onemocnění kosti projeví změnami některých jejích mechanických vlastností. Tyto změny nastávají většinou ještě dříve, než začne mít postižený člověk zjevné obtíže a podle medicínské praxe by byl tento okamžik nejpříhodnější pro zahájení vhodné léčby. Motivem výzkumu byla snaha najít a popsat změny, které provázejí významné onemocnění kostí resp. kloubů, a to je osteoporóza. Jedná se o nemoc, která se projeví v celém objemu kosti, i když jde zejména o onemocnění vnitřní spongiózní části kosti - viz obrázek 6.



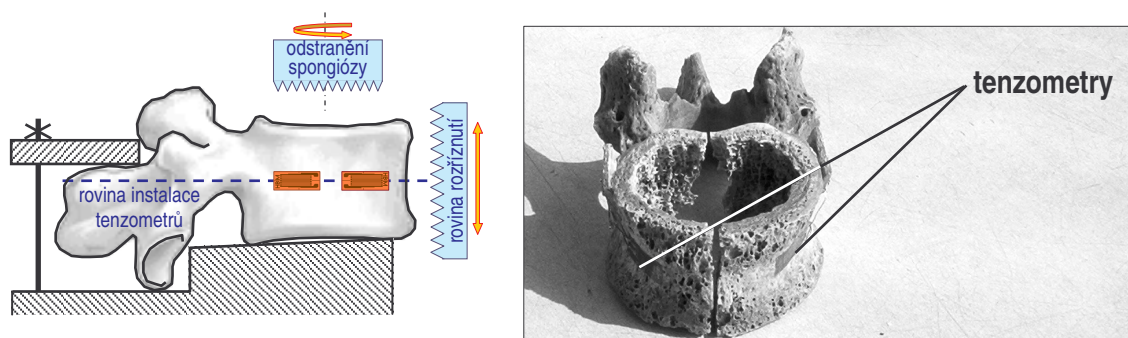
Obr. 6 - Řez spongiózní kostí

Měření obratlů

Cílem měření bylo zjistit: „*Jak změní běžné zpracování kosti její původní vlastnosti?*“. Tímto běžným způsobem je myšleno „vaření“ kosti, kdy se z „mokrých“ kostí stává kost „suchá“. Oba tyto lékařské termíny neznamenají nic jiného než převedení kosti z prakticky živého stavu do stavu usnadňujícího manipulaci s těmito kostmi. Při měřeních jsme porovnávali vždy dva sousední obratle, u kterých lze očekávat obdobné vlastnosti dané přibližně stejným namáháním a stejnou velikostí.

- *První obratel* se zpracovával a měřil v „mokrém“ stavu. Byl proto jen zběžně zbaven povrchových blan a přilehlých vazů a v co nejkratším čase bylo provedeno jeho proměření odebráním spongiózní kosti a rozříznutím kompaktní kosti. Výsledkem měření byla čistá velikost oddálení volných stran řezu Δ . Při známé tloušťce pilového listu resp. tloušťce řezu t lze čisté oddálení Δ určit jako $\Delta = u - t$.
- *Druhý obratel* - sousední - se zpracovával a měřil v „suchém“ stavu. Po zběžném očištění byl vložen do nádoby se slaným roztokem - vaření trvalo 2 resp. 4 hodiny. Během vaření se od povrchu oddělily prakticky všechny zbytky vazů a blan. Poté byla také odebrána spongiózní kost a rozříznuta kompaktní kost. Výsledkem bylo opět čisté oddálení volných stran řezu Δ . Naměřené hodnoty byly prakticky srovnatelné pro obě doby vaření a byly také velice blízké hodnotám „mokrých“ obratlů.

Po zkušenostech s vepřovými obratli jsme obdobná měření provedli i na obratlích lidské páteře. Zde jsme se omezili jen na „suché“ obratle. Jedním z měřených vzorků byly tři obratle z páteře muže starého 61 let, které ale byly do „suchého“ stavu upraveny před mnoha lety a od té doby vysychaly na vzduchu. Během dlouhodobého vysychání vyschl i tuk zevnitř kosti, a tak byla i pouhým okem patrná porézní struktura kosti. Měření rozevření na těchto vyschlých obratlích jsme doplnili ještě o jednoduchá tenzometrická měření. Schéma provedeného tenzometrického měření a detailní pohled na suchý obratel po provedení celého měření je na následujícím obrázku 7.



Obr. 7 - Schéma uspořádání měření obratlů a jeden z měřených obratlů (vyschlý)

Výsledky měření na vyschlém obratli byly překvapivé, i když částečně očekávatelné. Odstraňování vnitřní spongiózní kosti se na vnějším povrchu kompaktní kosti projeví jen velice málo, zato rozříznutí vyvolá prakticky stejné deformace jako byly naměřeny u nevyschlé „suché“ kosti. Znamená to tedy, že vnitřní napětí jsou z velké části akumulována v anorganické struktuře kosti a organická fáze na ně má jen malý vliv.

Možnosti tenzometrických měření na „suchých“ i „mokrých“ kostech

Kosti jako „živý“ biologický materiál jsou obecně mastné. Cílem těchto pokusů bylo zjistit, jak je možno povrch co nejlépe odmastit, aby byl vhodný pro instalaci tenzometrů. Minimální zjištěná doba „životnosti“ tenzometru je pak maximální možnou dobou následných experimentů. Měření bylo nejprve prováděno na vepřových kostech. Některé z nich byly použity ihned - tedy v „mokrém“ stavu a zbylé kosti byly po hrubém očištění vařeny po dobu přibližně 2 hodin v solném roztoku - zpracování kostí do „suchého“ stavu.

Zatěžování kosti probíhalo dvěma způsoby:

Staticky: Na ocelový závěs bylo vloženo závaží a byl měřen čas, po který se velikost naměřené deformace výrazně neměnila.

Cyklicky: Opakovaně bylo na ocelový závěs vkládáno a opětovně odebráno stále stejné závaží. Sledovanou veličinou byl opět čas, po kterém se následující krok začal výrazně odlišovat od předchozího.

Při zachování určité rezervy tak lze učinit dva závěry z tohoto měření:

- Pro spolehlivé měření pomocí tenzometrů na „mokré“ kosti nesmí celé měření trvat déle než 15 minut.
- Pro spolehlivé měření pomocí tenzometrů na „suché“ kosti nesmí celé měření trvat déle než 23 minuty.

Stanovení zbytkových napětí v povrchové vrstvě kosti

Při těchto měřeních na povrchovou vrstvu kosti (kompaktu) nahlížíme jako na izotropní homogenní materiál. S ohledem na dobré zkušenosti jsme zvolili klasickou odvrtávací metodu, kde jsou výstupem při postupném odvrtávání uvolněné deformace. Známé metody výpočtu zbytkových napětí při postupném odvrtávání používají k přepočtu modul pružnosti E a Poissonovo číslo μ . Podle zkušeností s měřeními na kostech je hodnota modulu pružnosti v živé přírodě velice variabilní.

Vzhledem k tomu, že při těchto měřeních není třeba znát absolutní hodnoty napětí, ale pouze hodnoty relativní, je možné určovat jen intenzitu uvolněných deformací při jednotlivých hloubkách odvrtání. Kritérium lze při použití tenzometrické růžice x-z-y (0° - 45° - 90°) pro naměřené hodnoty deformací ε_x , ε_z a ε_y zavést pomocí hlavních deformací ε_1 , ε_2 a ε_3 jako:

$$\varepsilon_1 = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2}\right)^2 + \left(\frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} - \varepsilon_z\right)^2}, \quad \varepsilon_2 = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2}\right)^2 + \left(\frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} - \varepsilon_z\right)^2}$$

Pro jednoduchost tedy není třeba uvažovat anizotropnosti kosti a považovat v tomto případě kost za izotropní materiál s jedinou hodnotou Poissonova čísla μ . Třetí hlavní deformaci ε_3 lze stanovit z Hookova zákona z podmínky nulového třetího hlavního napětí na volném povrchu ($\sigma_3 = 0$):

$$\varepsilon_3 = \frac{1}{E} \cdot [-\mu \cdot (\sigma_1 + \sigma_2)]$$

Modul pružnosti E vyloučíme použitím Hookova zákona rovinnou napjatost:

$$\sigma_1 = \frac{E}{1-\mu^2} \cdot (\varepsilon_1 + \mu \cdot \varepsilon_2) \quad \text{a} \quad \sigma_2 = \frac{E}{1-\mu^2} \cdot (\varepsilon_2 + \mu \cdot \varepsilon_1)$$

Po dosazení těchto vztahů do rovnice pro určení ε_3 vychází po úpravě:

$$\varepsilon_3 = -\frac{\mu}{1-\mu} \cdot (\varepsilon_1 + \varepsilon_2).$$

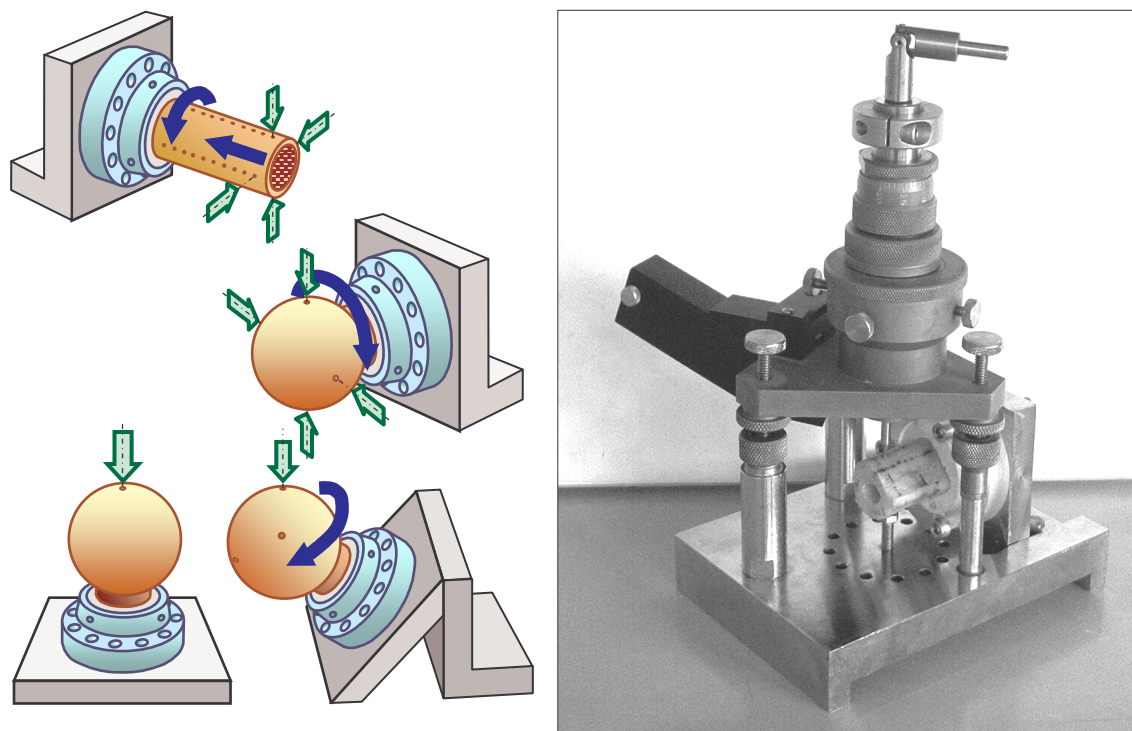
Velikost Poissonova čísla μ je podle literatury na kostech poměrně stálá.

Velikosti hlavních deformací dosadíme do vztahu pro intenzitu deformace:

$$\varepsilon_i = \frac{\sqrt{2}}{3} \cdot \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2}$$

Úpravy aparatury RS 200

Aparatura RS 200 je uzpůsobena zejména pro měření na větších prakticky rovinných nebo mírně zaoblených plochách, což při měření na kostech není rozhodně splněno. Proto bylo třeba aparaturu upravit a doplnit. Na obrázku 8 jsou zobrazeny požadavky na přídavné zařízení k aparatuře RS 200.



Obr. 8 - Schéma požadavků na přídavný přípravek pro aparaturu RS 200 a jeho realizace

Měřicí zařízení pro přesné klinické posouzení stavu kolenní chrupavky

Ve spolupráci s nemocnicí Na Bulovce byl na našem pracovišti zahájen vývoj unikátního zařízení ke stanovování stavu kolenní chrupavky.

Princip návrhu spočívá ve dvou samostatných měřicích ohybových členech:

- Vnější člen - musí zaručit dodržení přibližně stejného přitlaku při měření.
- Vnitřní člen - svým „vnikáním“ do chrupavky zjišťuje její aktuální stav.

Základní požadavky na snímač jsou výsledkem oboustranného kompromisu mezi požadavky lékařů a technickými možnostmi měřicího zařízení.

První požadavek: co možná nejmenší rozměry měřicího zařízení

Vlastní délka ani není tak rozhodující jako vnější průměr sondy, kterou bude lékař manipulovat uvnitř kolena.

Druhý požadavek: naprostá biokompatibilita všech použitých materiálů

Celé měřicí zařízení bylo navrženo a vyrobeno z ušlechtilé korozi-vzdorné oceli a k zakrytí elektrických částí jsme použili čirý silikon.

Třetí požadavek: bezpečná elektrická část snímače

Napájení celého měřicího zařízení z baterií o maximálním napětí 24 V (životu bezpečné napětí) je velice komplikované, a bylo proto nahrazeno variantou: síť 230 V → kvalitní AC/DC adaptér 230/12 V s oddělenými vstupními a výstupními okruhy (ne autotrafo) → měřicí jednotka → 2 V napájení tenzometrů na měřicích členech. Jako měřicí a zobrazovací jednotky tak lze použít dva upravené „vážní automaty“ WE firmy HBM.

Návrh snímače:

Podle technických možností a po dohodě s operátorem byly stanoveny mezní hodnoty jednotlivých veličin:

- maximální přípustné ohybové napětí $\sigma_{o \max} = 100 \text{ MPa}$
- minimální zaručený výstupní signál na každém z měřicích členů
 $\varepsilon_{o \min} = 300 \mu\text{i}$ (na polomostu $\varepsilon_{m\check{e}\check{r}. \min} = 600 \mu\text{i}$)
- velikost přitlaku vnějšího členu (nosníku) $P = 10 \pm 1 \text{ N}$
- maximální zdvih vnitřního členu (nosníku) $u = 0,3 \text{ mm}$ při výsledné síle vnikání do chrupavky $V = 3 \text{ N}$
- rozdíl posuvů obou členů musí být $\Delta u \leq 0,05 \text{ mm}$ (dáno vůlí mezi vnějším a vnitřním členem)

Celkové uspořádání měřicího prvku včetně měřicích jednotek je na obrázku 9.



Obr. 9 - Celkový pohled na měřicí zařízení včetně obou vážních automatů WE

ZÁVĚR

Na začátku své práce jsem si vytknul za cíl provést přehled možností aplikace odporové tenzometrie od standardních až po vysoce nestandardní aplikace experimentální analýzy napětí. Práce se tak soustředí na aplikace tenzometrie ve třech základních oblastech:

Popis aplikací v technické praxi je věnován zejména nestandardním postupům při měření běžných technických problémů. Jedná se hlavně o nelineární úlohy, a to jak z hlediska materiálového tak i z hlediska geometrického. Pro oba tyto přístupy jsem provedl základní rozbor stavu problematiky a navrhl možná řešení. Tato navržená řešení jsem se následně pokusil aplikovat na konkrétní problematiku – ať již při podrobném popisu chování různých materiálů, tak při vyhodnocování konkrétních výsledků tenzometrických měření a jejich případný vztah k jiným metodám řešení.

Tenzometrické aplikace v biomechanice (člověka) lze chápat jako spojení předchozích dvou možností aplikací. V práci je popsána snaha o přenos některých postupů běžných v technických aplikacích do oblasti biomechaniky, ale za ještě větších problémů, než je tomu v oblasti aplikace tenzometrie na kompozitní materiály. V práci jsem provedl rozbor některých technických problémů v biomechanice s návrhem na jejich řešení. Pro některé z nich je následně navržena možná metodika a předvedeny možnosti a výsledky, kterých jsem v této oblasti dosáhl.

Obecně se kloním k závěru, že se odporová tenzometrie jako universální metoda experimentální analýzy napětí po určitém období stagnace znovu rozvíjí a proniká do všech oblastí mechaniky. Všeobecně k tomu přispívá celkový rychlý rozvoj vědy a techniky, kdy každá disciplína využívá stále nové objevy ve svůj prospěch. Tak je tomu i v oblasti odporové tenzometrie, kde vznikají stále nové materiály, technické prostředky a postupy. Veškerý tento rychlý rozvoj vpřed je v první řadě dán rozvojem elektrotechniky – tedy měřicí a výpočetní techniky, která nám dává zcela nové možnosti jak v technologii experimentu, tak zejména v oblasti zpracování experimentálních dat. Velice moderní a účelné vzájemné propojování experimentálních a numerických metod není bez výpočetní techniky prakticky myslitelné.

V tomto posledním bodě vidím velikou sílu vysokých škol, protože zde se obě metody rozvíjejí souběžně za soustavné spolupráce bez výrazné komerční konkurence, která dnes panuje v praxi.

LITERATURA

- [1] MICHALEC, J., VALENTA, F., DOUBRAVA, K., RŮŽIČKA, M., ŘEZNÍČEK, J., ŠPANIEL, M.: *Experimentální a výpočtová analýza plošných defektů na potrubí DN 900*, VZ 2051/05/01, Ústav mechaniky, FS ČVUT v Praze, Praha 2005
- [2] ŘEZNÍČEK, J.: *Vybrané statě z pružnosti a pevnosti*, Vydavatelství ČVUT v Praze, Praha 1999
- [3] KULIŠ, Z., ŘEZNÍČEK, J.: *Experimental Stress Analysis in Range of Elastic-plastic Strains*, In: 33rd Conference of Experimental Stress Analysis, Třešť 1995
- [4] VALENTA, J., a kol.: *Biomechanika*, Academia, Praha 1995
- [5] PLÁNÍČKA, F., KULIŠ, Z.: *Základy teorie plasticity*, Vydavatelství ČVUT v Praze, Praha 2004
- [6] PLÁNÍČKA, F.: *Základy matematické teorie pružnosti a moderní výpočtové metody*, VŠSE v Plzni, Plzeň 1990
- [7] PLÁNÍČKA, F.: *Určení závislosti intenzity napětí - deformace ze zkoušky tahem*, In: Sborník 15. konference Výpočtová mechanika 99, Nečtiny 1999
- [8] HOLÝ, S., ŠIMÁČEK, P., SCHICHMAN, V.: *Napjatost v kompozitovém vrtulovém listu*, CTU Report, ČVUT v Praze, Praha 1988
- [9] HOLÝ, S., VÍTEK, K., WEINBERG, O.: *Problems of Strain Gage Measurements on Composite Structures*, Composites in Material and Structural Engineering, ČVUT v Praze, Praha 2001
- [10] HOLÝ, S., HOLL, M., ŠIMÁČEK, P., SCHICHMAN, V.: *Stress and Strain Analysis on Composite Aircraft Propeller Blade*, 8th DAS, Gödöllő 1991
- [11] HRUBANT, L., HRUBANT, J.: *Odporové tenzometry z pohledu využití v automatizovaných soustavách*, Automa 7/2004, Praha 2004
- [12] DOLHOLF, V., VÁCLAVÍK, J., KOTAS, M., BÁRTÍK, J.: *Měření a analýza napěťového stavu ortotropních kompozitních materiálů pomocí odporových tenzometů*, Research Report ŠKODA VÝZKUM, Plzeň 1988
- [13] VICHNIN, H. H., BATTERMAN, S. C.: *Stress Analysis and Failure Prediction in Proximal Femur Before and After Total Hip Replacement*, Journal of Biomechanical Engineering 2/1986
- [14] BRINKFELD, W.: *Messung von Eigenspannungen mittels DMS*, Messtechnische Briefe 3/1968, HBM, Darmstadt 1968
- [15] KIEL, S.: *Zur Eigenspannungsermittlung mit DMS-Bohrlochrossetem*, Messtechnische Briefe 3/1975, HBM, Darmstadt 1975
- [16] SCHAJER, G., S.: *Application of FE Calculation to Residual Stress Measurement*, Journal of Engineering Materials and technology No. 103/1981, New York 1981
- [17] TUTTLE, M., E., BRINSON, H., F.: *Resistance-foil Strain-gage Technology as Applied to Composite Materials*, Experimental mechanics III/1984, New York 1984
- [18] *Mechanical Engineer's Handbook by Meyer Kutz*, John Wiley&Sons, Inc., New York 1986
- [19] PETERS, P., A.: *Entwicklung fortschrittlicher Methoden zur Pruefung von mechanischen Eigenschaften fuer den sicheren Betrieb von Gasfernleitungen*, Velkorozměrná potrubí, Praha 81
- [20] SACHS, G.: *The Measurement of Residual Stress in Metal*, Iron Age sv. 148, 1941
- [21] BATHGATE, R., G.: *Measurment of Non-uniform Bi-axial Residual Stresses by the Hole drilling Method*, Strain, Journal of BSSM, No 4, 1968
- [22] RENDLER, N., J., VIGNESS, I.: *Hole-drilling Strain-gage Method of Measuring Residual Stresses*, SESA XXIII, 1966
- [23] SASAKI, K., KISHIDA, M., ITOH, T.: *The Acuracy of Residual Stress Measurment by the Hole Drilling Method*, Experimental Mechanics No 37, 1997
- [24] TSAI, S., W.: *Theory of Composites Design*, Think Composites: Dayton, Paris, Tokyo
- [25] *Strain Measurements on Composite Materials*, M-M Division, Measurements Gr. Inc., 1978
- [26] *Measurement of Residual tress by the Drilling Strain Gage Method*, Tech Note TN-503-3/1988, Measurements Group, Inc., Raleigh 1988
- [27] *Temperature - Inducted Apparent Strain and Gage Factor Variation in Strain Gages*, Tech Note TN-504/1983, Measurements Group, Inc., Raleigh 1983
- [28] HOFFMANN, K.: *An Introduction to Measurements using Strain Gages*, HBM, Darmstadt 1989



ŽIVOTOPIS

Ing. Jan Řezníček, CSc.

Narozen: 16. srpna 1957 v Praze.

Stav: ženatý

- manželka: Ing. Jitka Řezníčková, CSc. - FD ČVUT v Praze

- dvě děti: dcera Jitka Řezníčková - studentka gymnázia
syn Jan Řezníček - žák ZŠ

- 1972 - 1976: Gymnázium v Benešově - přírodovědná větev
1976 - 1981: Fakulta strojní ČVUT v Praze, obor Aplikovaná mechanika.
1991: Obhajoba disertační práce - obor Mechanika tuhých a poddajných těles.
1981 - 1982: Studijní pobyt na Katedře pružnosti a pevnosti Fakulty strojní ČVUT v Praze - zaměření výpočetní technika v pružnosti a pevnosti
1982 - 1984: Pedagogický asistent na Katedře pružnosti a pevnosti FS ČVUT v Praze - výuka předmětů *Pružnost a pevnost I a II* v základním studiu.
1984 - 1985: Studijní pobyt ve SVÚSS v Praze - výpočetní oddělení
1984 - trvá: Odborný asistent na Odboru pružnosti a pevnosti Ústavu mechaniky FS ČVUT v Praze - výuka předmětů *Pružnost a pevnost I a II* v základním studiu a *Pevnost a životnost letadel I, Vybrané statě z pružnosti a Vybrané statě z mechaniky a pružnosti ve specializacích*.
1997 - 1999: Výuka na FD ČVUT v Praze – předmět *Pružnost a pevnost*
2002 - trvá: Tutor studijních oborů Inženýrská mechanika a mechatronika a Biomedicínské a rehabilitační inženýrství
2003 - trvá: Externí výuka na VŠ mezinárodních a veřejných vztahů Praha o.p.s. - předměty *Výpočetní technika* a *Aplikace komunikačních technologií*

Podíl na řešení vědeckovýzkumných projektů:

- MPO FT-TA/026 VZLÚ Praha
Téma grantu: T 10 - *Výzkum vlivu parametrů technologií zpevňování povrchů na vytvoření zbytkových napětí, jejich měření a hodnocení*
- GA 101/05/2523
Název grantu: *Zpřesnění a verifikace experimentálních postupů stanovení zbytkové napjatosti a jejich harmonizace s normou ASTM E837 a předpisy Evropské unie*
- MSM 6840770012
Název záměru: *Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II*

Odborná specializace:

- Experimentální analýza napětí - odporová tenzometrie
- Počítačová podpora experimentu - zpracování experimentálních dat
- Popularizace pružnosti a pevnosti

Další aktivity:

- Od roku 1999 člen RR časopisu Acta Polytechnica při rektorátu ČVUT v Praze
- V roce 2004 zvolen členem AS FS ČVUT v Praze – člen Studijní komise AS.

Mimoprofesionální zájmy:

- Uplatnění počítačů životě - kroužky VT v MŠ, ZŠ a na gymnáziu
- Sportovní a kulturní aktivity mých dětí

Praha 2005