

# UŽITNÝ VZOR

(11) Číslo dokumentu:

# 20792

(19)  
ČESKÁ  
REPUBLIKA



ÚŘAD  
PRŮMYSLOVÉHO  
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2010 - 22265**  
(22) Přihlášeno: **13.06.2007**  
(47) Zapsáno: **19.04.2010**

(13) Druh dokumentu: **U1**

(51) Int. Cl.:  
**G01N 3/08** (2006.01)  
**G01N 3/20** (2006.01)

(73) Majitel:  
Univerzita Karlova v Praze, Praha, CZ

(72) Původce:  
Řoubal Stanislav Prof. RNDr. Ing. CSc., Přelouč, CZ  
Klemera Petr RNDr. CSc., Hradec Králové, CZ  
Rejchrt Petr Ing., Hradec Králové, CZ

(74) Zástupce:  
Hák, Janeček & Švestka, Patentová a známková kancelář, RNDr. Roman Hák, U  
Průhonu 5, Praha 7, 17000

(54) Název užitého vzoru:  
**Zařízení pro měření viskoelasticity materiálu**

**CZ 20792 U1**

## Zařízení pro měření viskoelastivity materiálu

### Oblast techniky

Předkládané řešení se týká obecně měření viskoelastivity a zařízení pro měření mechanických vlastností viskoelastických těles. Konkrétně se týká dynamického viskoelastometru s inerciálním členem. Tento viskoelastometr je určen zejména pro měření biologických materiálů, jako jsou například cévní stěny, kůže, kosti, chrupavky, šlachy a podobně.

### Dosavadní stav techniky

Pro popis mechanického chování těles je důležitá znalost relací mezi silami působícími na těleso a následnými deformačními odezvami. Tyto relace mohou být v obecném smyslu nelineární. Adekvátní matematické modely mají v této situaci charakter nelineárních diferenciálních rovnic. Identifikace těchto rovnic a určení jejich parametrů je obtížné (Albert Tarantola, Inverse Problem Theory Society for Industrial and Applied Mathematics, 2005. ISBN 0-89871-572-5, Richard Aster, Brian Borchers, and Cliff Thurber, Parameter Estimation and Inverse Problems, Academic Press, 2004. ISBN 0-12-065604-3). Pro praktické účely se proto používají modely lineární.

Obvykle se vychází z předpokladu, že chování tělesa, jehož mechanické parametry jsou rozloženy v celém prostoru, které těleso zaujímá, lze nahradit modelem se soustředěnými parametry. Klasicky se chování reálného tělesa popisuje jako chování pevného pružného tělesa, u kapalin pak chováním Newtonovské kapaliny. U pevných těles je tento model přijatelný pro malé relativní deformace ve statickém režimu zatěžování. Vyhovují také v situacích, kdy změny zatížení jsou podstatně pomalejší než jsou časové konstanty vlastní pohybové rovnice tělesa.

U viskoelastických těles tyto předpoklady nejsou splněny. Pro popis deformačního chování viskoelastických těles se proto používají modely, které popisují chování těles při dynamickém zatěžování. Obvykle se vychází z předpokladu, že se jedná o chování, které lze v určitém rozmezí zatěžujících sil považovat za lineární.

U lineárních mechanických systémů lze vztahy mezi vstupem a výstupem plně popsat diferenciální rovnicí typu

$$a_0 d + \sum_{i=1}^n a_i d^{(i)} = b_0 s + \sum_{j=1}^m b_j s^{(j)}$$

kde  $a$  a  $b$  jsou koeficienty,  $i$  a  $j$  jsou stupně derivace,  $s$  je vstupní veličina (obvykle síla či mechanické napětí),  $d$  je výstupní veličina (obvykle absolutní či relativní deformace).

Prakticky se postupuje zpravidla tak, že mechanické chování vychází z vhodného reologického modelu (z něho plyne tvar levé strany výše uvedené rovnice). Výpočet parametrů levé strany rovnice vychází z měření mechanické deformační odezvy na zvolený průběh deformující síly (ten určuje tvar a velikost parametrů pravé strany rovnice). Jinými slovy vychází z měření zvolené charakteristiky.

Reologický model obsahuje kombinaci Hookeových těles (obr. 1, model A vlevo), reprezentujících elastickou složku chování a Newtonových těles (obr. 1, model B vpravo), reprezentujících viskózní složku chování a tedy i disipaci energie při dynamické odezvě (Meyers and Chawla (1999): Mechanical Behaviors of Materials, Mechanical behavior of Materials, 570-580. Prentice Hall, Inc.). Pro popis mechanických vlastností se používají různě složitější reologické modely. Obvykle se používá Voightův model.

Složitější model, který je sério-parallelní kombinací Hookeových a Newtonových těles, je popsán následující soustavou rovnic:

$$F(t) - F_S(t) = 0 \quad (1)$$

kde  $F(t)$  je vnější síla působící na těleso,  $F_S(t)$  je síla působící v tělese jako reakce na vnější sílu, přičemž síly působící na jednotlivé „paralelní“ kombinace Hookeových a Newtonových těles jsou shodné:

$$F_S(t) = N_1 \frac{dL_1}{dt} + H_1 \Delta L_1 = N_2 \frac{dL_2}{dt} + H_2 \Delta L_2 = \dots = N_n \frac{dL_n}{dt} + H_n \Delta L_n \quad (2)$$

- 5 kde  $N_1, N_2 \dots$  jsou Newtonovy koeficienty,  $H_1, H_2 \dots$  jsou Hookeovy koeficienty,  $L_1, L_2 \dots$  jsou délky u jednotlivých „paralelních“ kombinací Hookeových a Newtonových těles.

Celková délka tělesa je:

$$L(t) = \sum_1^n (L_{i0} + \Delta L_i) \quad (3)$$

- 10 kde  $L_{i0}$  jsou klidové délky a  $\Delta L_i$  jsou deformace dílčích „paralelních“ kombinací Hookeových a Newtonových těles.

Celková klidová délka je:

$$L_0 = \sum_1^n L_{i0} \quad (4)$$

Celková deformace je:

$$\Delta L = \sum_1^n \Delta L_i \quad (5)$$

- 15 Dosud užívané způsoby měření často používají pro identifikaci modelu frekvenční charakteristiky nebo křivky toku („creep curves“). Zařízení jsou velmi komplikovaná a obvykle i drahá. V literatuře jsou popsány i metody založené na měření dalších charakteristik, např. přechodových charakteristik (např. český patent č. 292 284).

- 20 Patent US 3 470 732 popisuje přístroj určený pro měření modulu pružnosti a tzv. „loss“ modulu (který souvisí s viskózními vlastnostmi materiálů). Přístroj měří deformační odezvu na sinusový průběh síly, tedy frekvenční charakteristiky a neužívá žádný inerciální člen. Je určen pro vzorky plastů.

- 25 Patent US 4 165 634 se týká přístroje pro měření vzorků nylonu, PE, gumy, vláken kompozitních materiálů a pod. Měření probíhá na vzorcích materiálů. Na základě měření frekvenčních charakteristik umožňuje získat komplexní modul pružnosti a tzv. mechanické ztráty („mechanical loss“).

- 30 Dokument JP 62 250 336 popisuje přístroj určený pro měření vzorků krycí vrstvy kompozitních materiálů. Vzorek je upnut mezi dvě svorky, uprostřed vzorku je umístěno inerciální těleso speciální konstrukce. Systém vzorek plus inerciální těleso se rozkmitá a měří se tlumené kmity. Z frekvence a tlumení kmitů se počítají viskoelastické vlastnosti vzorku. Měří se namáhání v torzi. Měření je založeno na obecně známém principu výpočtu viskoelastivity z tlumených torzních kmitů. Měření je možné pouze v torzi, vůbec není možné měření povrchů.

Dokument JP 63 196 838 se týká přístroje určeného pro měření viskoelastivity kůže. Zařízení neužívá inerciální těleso a umožňuje měření pouze odezvy k torzi.

- 35 Dokument DE 4 040 786 popisuje přístroj určený pro měření viskoelastických vlastností povrchů. Princip měření spočívá v měření závislosti mezi silami a deformacemi v ustálených stavech (statická měření) a v měření deformační odezvy na harmonický průběh zatěžující síly při různých velkých statických namáháních. Zařízení neobsahuje inerciální člen a měří frekvenční charakteristiky.

Patent US 6 609 428 se týká přístroje pro určování tzv. reálných a imaginárních modulů (Youngova modulu a modulu ve smyku) a Poissonova čísla. Na jednom konci vzorku je mechanicky připojena „hmotnost“ (inerciální člen). Při měření se snímá zrychlení, a to kontaktním způsobem. Měří se tedy frekvenční charakteristiky. Navíc se z těchto měření neurčují parametry reologických modelů.

Český patent č. 292284 popsal přístroj pro měření viskoelastocitivity tkání živých organismů. Princip měření spočívá v měření časové závislosti deformace povrchu těla jako odezvy na působení obdélníkového impulsu zatěžující síly. Na základě této odezvy se určují parametry reologického modelu. Přístroj však neobsahuje inerciální člen, snímání není bezkontaktní a zařízení je koncipováno jen pro měření v tlaku.

Hlavní nedostatky dosud používaných zařízení lze shrnout následovně:

a) Významný problém představuje vliv setrvačnosti měřeného materiálu a setrvačnosti pohyblivé složky snímače. Setrvačné síly principiálně ovlivňují dynamiku deformační odezvy. Dosavadním řešením je to, že se uvedený vliv buďto zanedbává nebo se eliminuje výpočtem. Korekce chyb výpočtem je však komplikována tím, že hmotnost pohyblivých částí měřeného systému (tj. sondy a pohybující se části měřeného vzorku) je obtížné určit. V důsledku je přesnost těchto měření principiálně omezená.

b) Citlivost používaných metod je omezena malými hodnotami měřených deformací.

c) Přesnost používaných metod zhoršuje také vliv snímačů, pokud jsou v kontaktu s měřeným materiálem.

Nedostatky a problémy zařízení doposud užívaných ke zjišťování reologických vlastností materiálů, konkrétně viskoelastocitivity, a to zejména biologických vzorků, řeší jednoduše a přitom účinně zařízení podle předloženého technického řešení.

#### Podstata technického řešení

Hlavním předmětem předkládaného technického řešení je dynamický viskoelastometr s inerciálním členem (dále jen zkráceně inerciální viskoelastometr). Obecně řečeno, inerciální viskoelastometr je viskoelastometr vybavený inerciálním členem. Tento inerciální člen je přitom zvolen tak, že jeho hmotnost je větší než je hmotnost dalších pohyblivých částí měřeného systému (tj. sondy a pohybující se části vzorku). Připojením inerciálního členu je eliminována chyba měření, která vzniká vlivem setrvačných sil, protože hmotnost inerciálního členu je známa s velkou přesností a je také dobře definováno místo působení jeho setrvačné síly. Další výhodou této konstrukce je i podstatné zvětšení citlivosti měření. Toto uspořádání umožňuje použít na výrobu inerciálního členu (nebo jeho části) feromagnetický materiál. Toto řešení je spojeno s možností jednoduchého bezkontaktního snímání deformací.

Inerciální viskoelastometr obsahuje inerciální člen uzpůsobený k připojení buďto ke vzorku viskoelastického materiálu nebo k sondě uváděné do styku se vzorkem viskoelastického materiálu, přičemž hmotnost inerciálního členu je významně větší než hmotnost vzorku nebo sondy, a inerciální člen nebo sonda jsou alespoň zčásti tvořeny feromagnetickým materiálem, a dále obsahuje bezkontaktní snímač pro snímání změny elektromagnetického pole bezkontaktního snímače a zdroj budící síly pro vyvolání tlumeného kmitavého pohybu inerciálního členu nebo sondy.

V jednom výhodném provedení inerciální viskoelastometr obsahuje fixační přípravek pro upevnění vzorku měřeného materiálu, inerciální člen, bezkontaktní snímač polohy, elektroniku zpracovávající signál ze snímače a převádějící informaci o poloze inerciálního členu do digitální formy, a dále počítač vybavený programem či programy pro identifikaci modelu mechanického chování měřeného materiálu a výpočty jeho parametrů. Hmotnost inerciálního členu je přitom zvolena tak, že pohybová rovnice systému tvořeného měřeným vzorkem a inerciálním členem má periodické řešení a zároveň tak, že hmotnost inerciálního členu je významně větší, než hmotnost samotného vzorku. Inerciální člen je alespoň zčásti tvořen feromagnetickým materiálem. Bezkontaktní snímač vytváří v okolí inerciálního členu magnetické pole a snímá změny elektromag-

netického pole vyvolané pohybem inerciálního členu. Informace ze snímače se zpracovávají pomocí počítače. Program počítače provádí řešení inverzního problému. Energie pro vyvolání pohybu systému vzorek-inerciální člen se do systému vnaší prostřednictvím zdroje budící energie. Měří se odezvy na impuls síly nebo energie (impulsní charakteristiky), odezvy na skok síly či energie (přechodové charakteristiky) a odezvy na obdélníkový impuls síly nebo energie (křivky toku).

Toto základní technické řešení lze modifikovat pro různé typy měření, např. pro měření při namáhání vzorku v ohybu, tahu a tlaku nebo torzi, a také pro měření povrchů a membrán, jak je ukázáno dále v příkladech.

Pomocí zařízení podle předloženého technického řešení se měří viskoelastická materiálu. Podstata měření spočívá v tom, že se k měřenému vzorku viskoelastického materiálu nebo k sondě uváděné do styku se vzorkem viskoelastického materiálu připojí inerciální člen, jehož hmotnost je významně větší než hmotnost vzorku nebo sondy, přičemž inerciální člen nebo sonda jsou alespoň z části tvořeny feromagnetickým materiálem, a pomocí bezkontaktního snímače se měří impulsní a/nebo přechodové charakteristiky při namáhání vzorku v ohybu, tahu, tlaku nebo torzi.

Významnou skupinu biologických materiálů lze z mechanického hlediska považovat za viskoelastická tělesa. Do této skupiny patří mj. cévy, šlachy, chrupavky, kůže a kosti. Obvykle používaná kvantifikace tuhosti (modulů pružnosti) těchto materiálů ani další statické charakteristiky (zatěžovací diagramy, diferenciální moduly či meze pevnosti) nejsou pro popis mechanického chování viskoelastických těles dostačující. Principiální omezení těchto klasických metod spočívá v tom, že poskytují pouze informace o mechanickém chování v ustálených stavech (tedy při statickém zatěžování). V reálných situacích jsou však materiály zatěžovány dynamicky, což platí zejména pro biologické struktury.

Při určování adekvátního modelu konkrétního materiálu a pro výpočty jeho parametrů se postupuje tak, že se měří dynamické odezvy vzorku. Obvyklé je použití frekvenčních charakteristik. Identifikace modelu a výpočty parametrů vycházejí z matematického popisu výše uvedených reologických modelů.

Principiální nedostatek výše uvedeného přístupu je zanedbávání vlivu setrvačné složky materiálu, a ve většině případů i vlivu setrvačnosti pohyblivých částí měřicího zařízení (svorek, snímače apod.). Tento přístup může vést k zásadním chybám. Dokonce i v případě, kdy je zanedbání setrvačnosti oprávněné a systém se chová podle jednoduchého modelu, je tento přístup méně výhodný, než řešení popisované v předložené přihlášce. Měřené dynamické odezvy mají v tomto případě neperiodický charakter (pohybová rovnice má kořeny v reálné oblasti). Tato skutečnost omezuje citlivost a přesnost měření.

V zařízení podle předloženého řešení je snímání prováděno bezkontaktně, na principu elektromagnetické indukce. Indukční a induktivní snímače v obvyklém provedení nepracují bezkontaktně, vyžadují aby jejich pohyblivá část byla mechanicky spojena s měřeným systémem. V případě zařízení podle předloženého řešení je tato nutnost odstraněna tím, že inerciální člen je alespoň zčásti tvořen feromagnetickým materiálem a nahrazuje pohyblivou část klasických snímačů. Bezkontaktní snímač tak vytváří v okolí inerciálního členu magnetické pole a snímá změny elektromagnetického pole vyvolané pohybem inerciálního členu. Výhodou je eliminace vlivu snímače na měřený vzorek a tudíž vysoká citlivost snímání.

#### Model

Inerciální viskoelastometr podle předloženého technického řešení má dva podstatné znaky, a sice, že vzorek nebo sonda, která se uvádí do kontaktu se vzorkem, jsou spojeny s inerciálním členem a snímání je bezkontaktní. Pro lepší pochopení principu měření je dále uveden a vysvětlen matematický model, který tvoří teoretické východisko měření.

Na pohyblivou část měřicího zařízení, která je tvořena měřeným vzorkem nebo sondou, se mechanicky připojí inerciální člen. Hmotnost inerciálního členu je přitom zvolena tak, že jsou současně splněny následující podmínky:

a) Hmotnost inerciálního členu je větší než odpovídá mezi pro periodický charakter odezvy. Mez periodicity vyplývá z řešení pohybové rovnice (viz dále uvedená rovnice (6)).

5 Pohybová rovnice má periodické řešení za podmínky  $M) \frac{N^2}{4H}$  alespoň pro jednu z „paralelních“ kombinací Hookeových a Newtonových těles.

b) Hmotnost inerciálního členu je významně větší, než je hmotnost pohybující se části měřeného tělesa. V případě měření vzorků materiálu je zvolena hmotnost inerciálního členu alespoň  $5 \times$  větší, než je hmotnost vzorku. V případě měření povrchu vzorku je zvolena hmotnost inerciálního členu alespoň  $5 \times$  větší než je hmotnost válce měřeného materiálu o ploše velikosti otvoru ve fixačním přípravku a délce 0,5 mm.

Splněním výše uvedených podmínek se zvýší citlivost určování parametrů a zlepší přesnost měření.

15 Identifikace parametrů měřeného objektu je prováděna s dostatečnou přesností a citlivostí na základě impulsních nebo přechodových charakteristik, což je jednodušší a v důsledcích levnější než obvyklé měření frekvenčních charakteristik.

Pro připojení inerciálního členu se jednoduchý model již výše popsany změni na model složitější, popsany následující soustavou rovnic, která se liší od původní soustavy rovnic (1) až (4) tím, že je do ní zahrnut vliv setrvačných sil:

20 Pro rovnováhu sil platí:

$$F(t) = M \frac{d^2 L}{dt^2} + N_1 \frac{dL_1}{dt} + H_1 \Delta L_1 = M \frac{d^2 L}{dt^2} + N_2 \frac{dL_2}{dt} + H_2 \Delta L_2 = \dots = M \frac{d^2 L}{dt^2} + N_n \frac{dL_n}{dt} + H_n \Delta L_n \quad (6)$$

kde  $M$  je hmotnost inerciálního členu,  $N_1, N_2 \dots$  jsou Newtonovy koeficienty,  $H_1, H_2 \dots$  jsou Hookeovy koeficienty,  $L_1, L_2 \dots$  jsou délky u jednotlivých „paralelních“ kombinací Hookeových a Newtonových těles.

25 Celková délka tělesa je:

$$L(t) = \sum_1^n (L_{i0} + \Delta L_i) \quad (7)$$

kde  $L_{i0}$  jsou klidové délky a  $\Delta L_i$  jsou deformace dílčích „paralelních“ kombinací Hookeových a Newtonových těles

Celková klidová délka je:

$$L_0 = \sum_1^n L_{i0} \quad (8)$$

30 Celková deformace je:

$$\Delta L = \sum_1^n \Delta L_i \quad (9)$$

Je třeba zdůraznit, že hmotnost  $M$  je známa s velkou přesností. Je dána hmotností inerciálního členu, která je určena velmi přesně vážením.

35 Výše uvedená soustava rovnic (6) až (9) umožňuje vyjádřit závislost  $\Delta L(t)$  na budící síle  $F(t)$  a na parametrech systému. Následně je možné na základě měření konkrétních průběhů  $\Delta L(t)$ , tj. na základě dynamických charakteristik, určit parametry modelu.

Výhodná provedení zařízení podle předloženého řešení jsou pro lepší porozumění podrobněji popsána v následujících příkladech a jsou také znázorněna na připojených obrázcích.

### Přehled obrázků

- Obr. 1 znázorňuje Hookeovo těleso (A) a Newtonovo těleso (B) a rovnice popisující jejich chování.
- Obr. 2 znázorňuje Voigtův model sestávající z paralelní kombinace Hookeových a Newtonových těles.
- Obr. 3 znázorňuje reologický model obsahující „sériově-paralelní“ kombinace Hookeových a Newtonových těles.
- Obr. 4 znázorňuje reologický model samotného inerciálního členu.
- Obr. 5 znázorňuje reologický model s inerciálním členem.
- Obr. 6 ukazuje schematicky nárys (A) a půdorys (B) zařízení pro měření viskoelastivity vzorku při namáhání vzorku v ohybu.
- Obr. 7 je schéma bezkontaktního snímače se sondou snímače.
- Obr. 8 je schéma zdroje budící síly a/nebo zvedacího elektromagnetu.
- Obr. 9 znázorňuje schematicky postup zpracování dat.
- Obr. 10 znázorňuje reologický model obsahující 2 složky.
- Obr. 11 je graf průběhu deformace při měření podle příkladu 1. Autentický záznam měření.
- Obr. 12 je graf tlumených kmitů složky 1 modelu, s periodickou odezvou. Přepočtená data z průběhu deformace znázorněné na obr. 11.
- Obr. 13 ukazuje schematicky zařízení pro měření viskoelastivity modifikované pro měření při namáhání vzorku v tahu a tlaku.
- Obr. 14 ukazuje schematicky zařízení pro měření viskoelastivity modifikované pro měření povrchu materiálů.
- Obr. 15 ukazuje schematicky zařízení pro měření viskoelastivity modifikované pro měření membrán.
- Obr. 16 ukazuje schematicky fixační přípravek pro membrány.

### Příklady provedení technického řešení

#### Příklad 1

Zařízení pro stanovení parametrů viskoelastivity materiálu při namáhání v ohybu nebo v tahu

#### 1a) Inerciální viskoelastometr vhodný pro měření vzorků v ohybu

Provedení viskoelastometru vhodné pro měření vzorků, v tomto případě kostí, v ohybu je znázorněno na obr. 6. Viskoelastometr v tomto uspořádání obsahuje jako hlavní části fixační přípravek 1, inerciální člen 3, bezkontaktní snímač 4 a zdroj budící síly 5. Vzorek 2 měřeného materiálu měl rozměry: 15 až 50 mm (délka), 1 až 10 mm (příčné rozměry) a je mechanicky upevněn do fixačního přípravku 1. Na dolní konec měřeného vzorku 2 je připevněn inerciální člen 3 vyrobený z feromagnetického materiálu (ocel). Hmotnost inerciálního členu 3 je vybrána ze sady inerciálních členů. Hmotnost inerciálního členu 3 přitom musí být nejméně 5krát větší než hmotnost vzorku 2. Inerciální člen 3 má tvar kvádrů. Délka (ve směru kmitů S2) je 2krát větší než rozměr ve směru kolmém na kmity (hloubka). V sadě jsou inerciální členy 3 v rozmezí hmotností 2 g až 150 g. Snímač 4 pro bezkontaktní snímání je tvořen válcovou cívkou 4 (obr. 7) obsahující 6000 závitů ze smaltovaného drátu, Cu, 0,14 mm, s feromagnetickým jádrem 8, délka 55 mm, průměr 5 mm, které je současně sondou 8 bezkontaktního snímače 4. Sonda 8 vyčnívá 10 mm nad horní čelo cívkou 4. Přikládá se paralelně k hraně inerciálního členu 3. V klidovém stavu je vzdálenost mezi okrajem inerciálního členu 3 a bližším okrajem sondy 8 v rozmezí 1 až 2 mm. Systém tvořený vzorkem 2 a inerciálním členem 3 se mechanicky rozkmitá pomocí zdroje budící síly 5. Amplituda kmitů musí být menší nebo stejná jako vzdálenost sondy 8 snímače od inerciálního členu 3. Vnesení budící síly se provede zapnutím a vypnutím zdroje budící síly 5, kterým je elektromagnet 5 (na obr. 9), tvořený cívkou, 5500 závitů smaltovaného drátu, Cu, 0,22 mm, s

železným jádrem, délka 45 mm, průměr 10 mm. Signál ze snímače 4 je elektronickým převodníkem 6 zpracován a převeden do digitální formy a dále je zpracováván pomocí počítače 7.

Blokové schéma postupu zpracování dat je na obr. 10. Data D z měřeného systému A jsou převáděna A/D převodníkem B. Po načtení C dojde k volbě modelu a identifikaci E parametrů. Časový průběh X budicí síly a časový průběh Y deformační odezvy jsou zpracovány dle modelu a výstupem Z jsou pak reologické parametry ( $N_1$ ,  $N_2$ ,  $H_1$ ,  $H_2$ , viz model na obr. 11).

Reologický model uvedený na obr. 11 je popsán následující soustavou rovnic:

$$F_s(t) = M \frac{d^2 L}{dt^2} + N_1 \frac{dL_1}{dt} + H_1 L_1 = M \frac{d^2 L}{dt^2} + H_2 \frac{dL_2}{dt} + H_2 L_2 \quad (10)$$

kde  $L$  je průhyb koncového bodu vzorku.

$$L(t) = L_1(t) + L_2(t) \quad (11)$$

kde  $L_1(t)$  a  $L_2(t)$  jsou průhyby připadající na jednotlivé složky modelu (obr. 11).

Mezi členy  $T_1$  a  $T_2$  platí poměr:

$$\frac{H_2}{H_1} = \frac{L_{1MAX}}{L_{2MAX}} \quad (12)$$

kde  $L_{1MAX}$  a  $L_{2MAX}$  jsou deformace jednotlivých složek modelu v ustáleném stavu na počátku měření.

Hmotnost inerciálního členu 3 je volena tak, aby první složka modelu měla periodickou odezvu

na impuls i skok budicí síly ( $M \left( \frac{N_1^2}{4 H_1} \right)$ ) a druhá složka měla odezvu na impuls i skok budicí síly

aperiodickou ( $M \left( \frac{N_2^2}{4 H_2} \right)$ ).

Pro odezvu na skok síly periodické složky platí:

$$L_1(t) = \frac{F_{MAX}}{T_1} \cdot e^{-k_1 t} \cdot \cos \omega t \quad (13)$$

Pro tlumení amplitudy kmitů platí:

$$k_1 = N_1 / 2M \quad (14)$$

kde  $M$  je hmotnost inerciálního členu 3.

Pro frekvenci tlumených kmitů platí:

$$\omega = \frac{\sqrt{4M \cdot H_1 - N_1^2}}{2M} \quad (15)$$

Časová odezva druhé složky modelu je aperiodická.



Časová odezva druhé složky modelu na skok je v tomto případě:

$$L_2(t) = \frac{F_{MAX}}{T_2} (1 - e^{-k_2 t}) \quad (16)$$

$$k_2 = H_2 / N_2 \quad (17)$$

Vlastní měření a výpočty byly provedeny následujícím způsobem:

- 5 a) Bylo provedeno měření časové odezvy vzorku 2 na skok deformace v ohybu. Výsledná odezva má průběh daný součtem dílčí deformace  $L_1(t)$  první složky (viz rovnice (13)) a dílčí deformace  $L_2(t)$  druhé složky (viz rovnice (16)). Z průběhu odezvy byly s využitím rovnic (13) a

10 (16) určeny veličiny  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $\omega$ , a poměr  $\frac{L_{1MAX}}{L_{2MAX}}$ .

- b) Dále byl určen parametr  $N_1$  na základě rovnice (14).  
 c) Z rovnice (15) byl určen parametr  $H_1$ .  
 d) Z rovnic (12), (13) a (16) byl určen parametr  $H_2$ .  
 15 e) Z rovnice (17) byl určen parametr  $N_2$ .

#### Měření biologického vzorku

Měření bylo provedeno na výbrusu spongiózní části *caput femoris*, který tvoří hlavici kyčelního kloubu od lidského dárce (zdravý muž, 70 let). Materiál byl získán po operaci kyčelního kloubu. Po operaci byl materiál po dva týdny uchováván ve fyziologickém roztoku za teploty  $-15^\circ\text{C}$ .  
 20 Před experimentem byl při teplotě místnosti ( $24^\circ\text{C}$ ) z hlavičky kloubu vybroušen vzorek.

Následně bylo provedeno měření v ohybu výše uvedeným způsobem.

Vzorek 2: rozměry  $25 \times 3,5 \times 3,5$  mm, hmotnost 0,61 g.

Inerciální člen 3: hmotnost  $M = 141,6$  g, rozměry  $20 \times 20 \times 45$  mm.

Na obr. 11 je záznam měření deformace v závislosti na čase. Na obr. 12 jsou vypočtené hodnoty -  
 25 tlumené kmity složky 1 modelu - získané z hodnot ukázaných na obr. 11. Výsledky měření jsou shrnuty v následující tabulce 1.

Tab. 1. Parametry vzorku spongiózní části *caput femoris*

Měření v ohybu	$N_1$ ( $\text{kg}\cdot\text{s}^{-1}$ )	$H_1$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )	$N_2$ ( $\text{kg}\cdot\text{s}^{-1}$ )	$H_2$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )	Váha 1. složky
	0,714	316	209	719	0,695

30 Váha první složky vyjadřuje poměr mezi deformací první (rychlé) složky k celkové deformaci v ustáleném stavu.

Získané parametry ukazují na významný vliv viskózních složek při dynamickém zatěžování. Vliv viskózních složek na odezvy roste s frekvencí budící deformační síly a projevuje se růstem dynamické tuhosti materiálů. Nárůst dynamické tuhosti (ve srovnání s tuhostí při statickém namáhání) bude u první složky významný (nad 10 %) u frekvencí nad 7 Hz. U druhé složky již nad  
 35 0,05 Hz.

Protože časové konstanty ( $N/H$ ) jsou u první složky 2,3 ms (viz tab. 1) a u druhé složky 0,29 s, je zřejmé, že při obdélníkovém impulsu zatěžující síly dosáhne deformace u první složky 90% deformace v ustáleném stavu za 5 ms a u druhé složky za 0,65 s. Prakticky z toho plyne, že odezvy

deformace na impulsy sil kratší než cca 0,5 s jsou vlivem viskózní složky  $N_2$  významným způsobem zmenšeny, ve srovnání se statickým zatěžováním. Jinými slovy, viskózní složka  $N_2$  omezuje namáhání vzorku při namáhání obdélníkovými impulsy kratšími než řádově sekundy. Implikace pro analýzu rizika zlomenin jsou zřejmé.

5 1b) Viskoelastometr modifikovaný pro měření při namáhání v tahu a tlaku

Provedení zařízení vhodné pro měření viskoelastivity při namáhání vzorku v tahu a tlaku je znázorněno na obr. 13. Inerciální člen 3 je v tomto provedení válcového tvaru. Průměr válce je v rozmezí 5 až 15 mm, délka 10 až 30 mm. Poměr délky k průměru 2 : 1 až 2,5 : 1. Materiál je ocel. Hmotnost v rozsahu 1,54 až 50 g. Inerciální člen 3 je veden pomocí vedení 12 inerciálního členu 3. Vedení 12 je tvořeno například skleněnou trubicí o průměru o 0,1 mm větším než je průměr inerciálního členu 3. Vedení 12 zamezuje stranovým výchylkám kmitů. Vedení 12, inerciální člen 3 a vzorek 2 jsou upevněny souose, přičemž osa je vertikální.

Příklad 2

15 Zařízení pro stanovení parametrů viskoelastivity materiálu při měření povrchu materiálů a membrán

2a) Viskoelastometr pro měření viskoelastických vlastností povrchu materiálů

Inerciální viskoelastometr modifikovaný pro měření povrchu materiálů je schematicky znázorněn na obr. 14. Tento modifikovaný viskoelastometr obsahuje jako hlavní části sondu 13, inerciální člen 3, bezkontaktní snímač 16, zdroj budící síly 5 a fixační přípravek 15. Inerciální člen 3 je v tomto provedení válcového tvaru, průměr válce je v rozmezí 5 až 15 mm, délka 10 až 30 mm. Poměr délky k průměru 2 : 1 až 2,5 : 1. Materiálem je mosaz. Hmotnost je v rozsahu 1,7 až 50 g. Inerciální člen 3 je umístěn na sondě 13, mezi snímačem 16 a fixačním přípravkem 15. Sonda 13 je tvořena válcovou tyčinkou, např. ze skla nebo plastu, o průměru např. 4 mm. Na dolním konci je zakončena kulovým vrchlíkem nebo plochou. Na horním konci je zakončena kruhovou patkou 14 o průměru 8 mm, patka je z oceli. Zvedací elektromagnet 5 je proveden stejně jako elektromagnet 5 na obr. 8.

Měření probíhá tak, že sonda 13 s inerciálním členem 3 je elektromagnetem 5 zvednuta 5 až 10 mm nad povrch měřeného vzorku 2. Vypnutím elektromagnetu 5 se sonda 13 s inerciálním členem 3 spustí volným pádem na povrch tělesa vzorku 2. Snímačem 16 (princip popsán v patentu č. 292284) se měří časový průběh deformace. Elektronický převodník 6 a počítač 7 vybavený vhodným programem jsou shodné jako při měření v příkladu 1.

Postup měření a výpočtů:

35 1. Byly určeny parametry průběhu:  $k_1, k_2, \omega, \frac{\Delta L_{1MAX}}{\Delta L_{2MAX}}$ .

2. Další postup byl obdobný jako při měření v příkladu 1a. Teoretické vztahy a výpočty byly také analogické.

Aplikace zařízení na biologickém vzorku

40 Měření probíhalo na kůži dlaně levé ruky u ženy ve věku 58 let, v oblasti uprostřed nad *facilis brevis* způsobem popsáným výše. Ruka byla odmaštěna a ohřata infralampou na přibližně 30 °C. Následně byla pneumaticky tlakem 60 mmHg fixována. Hmotnost inerciálního členu 3 a sondy 13 byla 37,8 g. Otvor fixačního přípravku 15 měl průměr 20 mm. Výsledky měření jsou uvedeny v následující tabulce 2.

Tab. 2. Parametry reologického modelu chování povrchu lidského těla

Měření povrchu kůže	$N_1$ ( $\text{kg}\cdot\text{s}^{-1}$ )	$H_1$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	$N_2$ ( $\text{kg}\cdot\text{s}^{-1}$ )	$H_2$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )
	1,8	33	3,8	5,24

Výsledky ukazují na chování povrchu lidského těla v souladu s modelem podle obr. 3. Ukazují také na význam viskózních složek chování a na jejich význam v kosmetologii a dermatologii. Intuitivně používaný termín „pružnost kůže“ je možno přesněji nahradit rychlostními konstantami ( $H_1/N_1$  a  $T_2/N_2$ , viz tab. 2).

#### 2b) Viskoelastometr uzpůsobený pro měření membrán

Inerciální viskoelastometr uzpůsobený pro měření membrán je znázorněn na obr. 15. Zařízení se liší od výše popsané varianty (2a) odlišným způsobem fixace vzorku 2 pomocí fixačního přípravku 15, který je znázorněn podrobněji na obr. 16. Vzorek 2 měřené membrány se sevře mezi dvě desky 17, vybavené koncentrickým a stejně velkým otvorem 18 pro průchod sondy 13. Vzorek 2 membrány je mezi fixační desky 17 uchycen pomocí šroubů 19. Velikost (průměr) otvoru 18 je v rozmezí 5 až 50 mm.

Teorie, vztahy i postupy jsou analogické k předchozímu příkladu.

15

## N Á R O K Y   N A   O C H R A N U

1. Zařízení pro měření viskoelasticity materiálu, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že obsahuje inerciální člen (3) pro připojení k měřenému vzorku (2) viskoelastického materiálu, kde hmotnost inerciálního členu (3) je významně větší než hmotnost vzorku (2), přičemž inerciální člen (3) je alespoň zčásti tvořen feromagnetickým materiálem, a zařízení dále obsahuje fixační přípravek (1) pro uchycení vzorku (2), bezkontaktní snímač (4) pro snímání změny elektromagnetického pole bezkontaktního snímače a zdroj (5) budicí síly pro vyvolání tlumeného kmitavého pohybu inerciálního členu (3).

2. Zařízení podle nároku 1, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že hmotnost inerciálního členu (3) je alespoň 5× větší než hmotnost vzorku (2), přičemž současně pohybová rovnice sestavy tvořené vzorkem (2) a inerciálním členem (3) má periodické řešení.

3. Zařízení podle nároku 1 nebo 2, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že snímač (4) pro bezkontaktní snímání změny elektromagnetického pole je tvořen cívkou s feromagnetickým jádrem.

4. Zařízení podle nároků 1 až 3, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že zdroj (5) budicí síly je elektromagnet.

5. Zařízení podle nároku 1, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že dále obsahuje sondu pro kontakt se vzorkem (2) viskoelastického materiálu, přičemž inerciální člen (3) je uzpůsobený pro připojení k sondě (13) a hmotnost inerciálního členu (3) je významně větší než hmotnost sondy (13), a inerciální člen (3) nebo sonda (13) jsou alespoň zčásti tvořeny feromagnetickým materiálem.

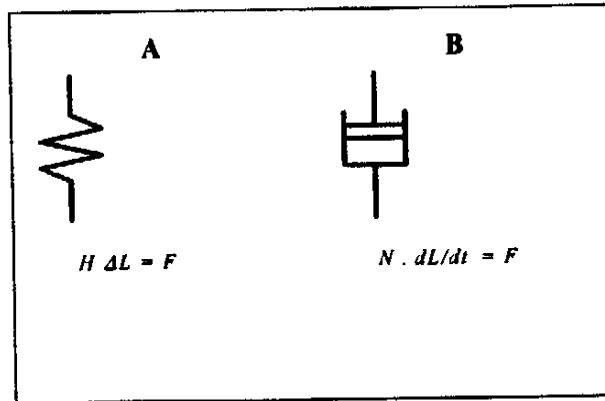
6. Zařízení podle nároku 5, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že dále obsahuje fixační přípravek (15) pro fixování povrchu vzorku (2).

7. Zařízení podle nároku 5 nebo 6, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že hmotnost inerciálního členu (3) je alespoň 5× větší než hmotnost sondy (13) a současně pohybová rovnice sestavy tvořené sondou (13) a inerciálním členem (3) má periodické řešení.

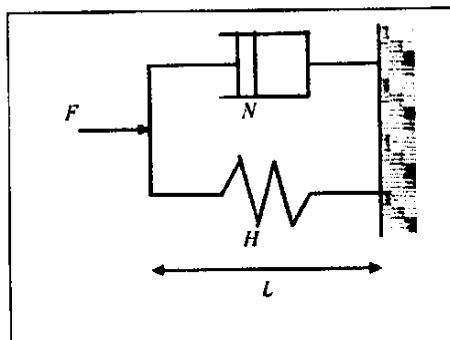
8. Zařízení podle nároků 5 až 7, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že snímač (16) pro bezkontaktní snímání změny elektromagnetického pole je tvořen cívkou s feromagnetickým jádrem.
9. Zařízení podle nároků 5 až 8, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že zdroj (5) budící síly je elektromagnet.
- 5 10. Zařízení podle nároků 5 až 9, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že fixační přípravek (15) je uzpůsoben k upevnění vzorku (2) membrány.

7 výkresů

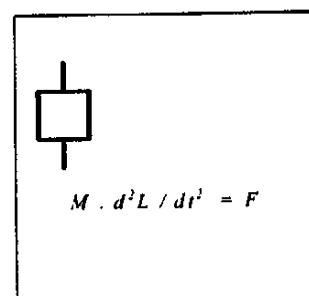
Obr. 1



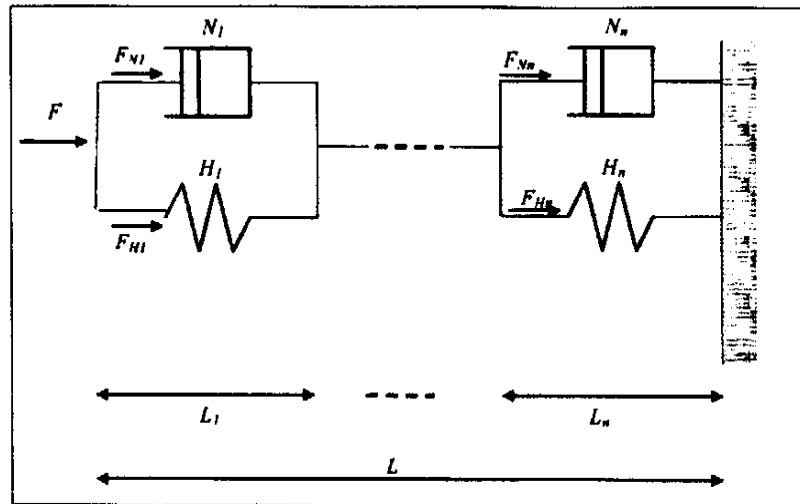
Obr. 2



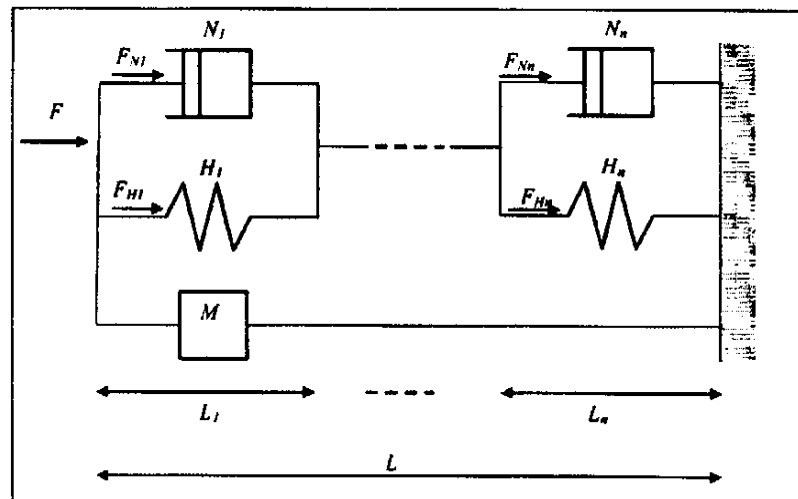
Obr. 4



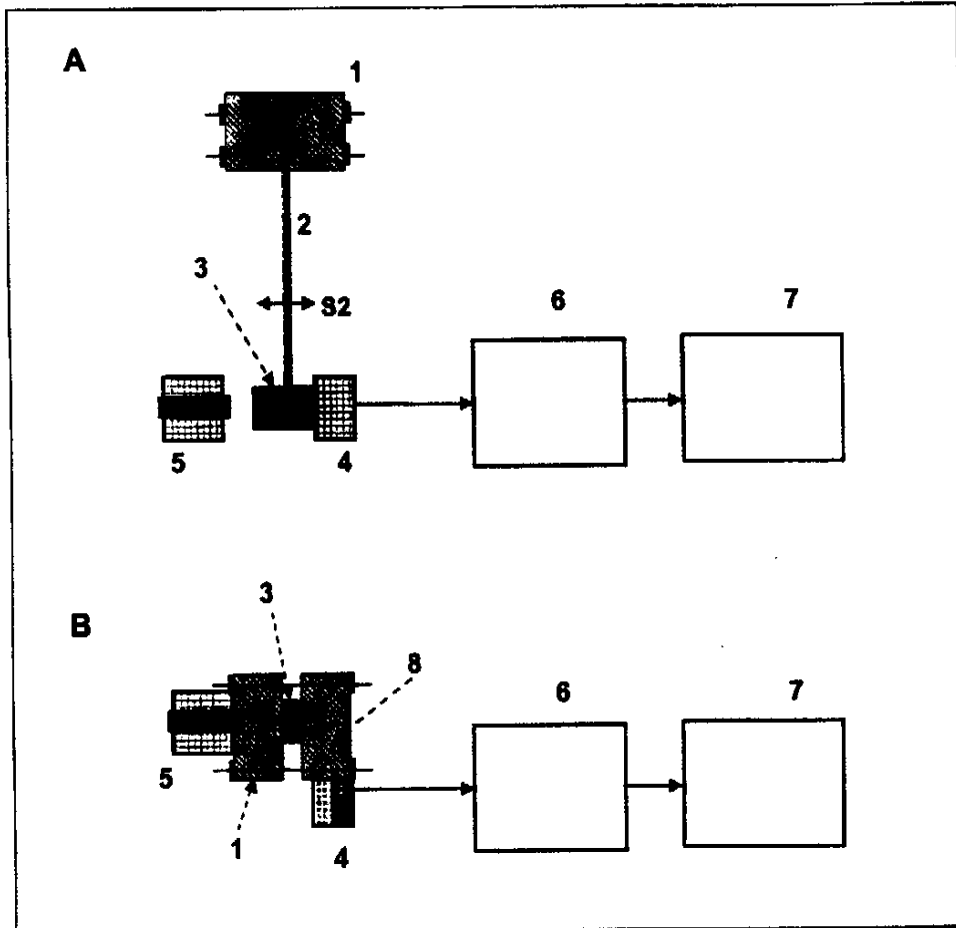
Obr. 3



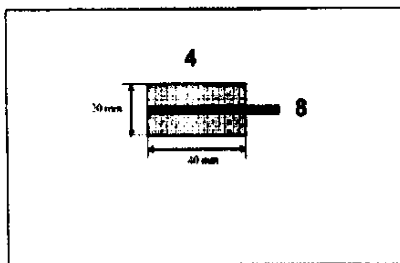
Obr. 5



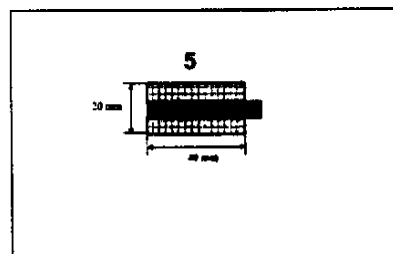
Obr. 6



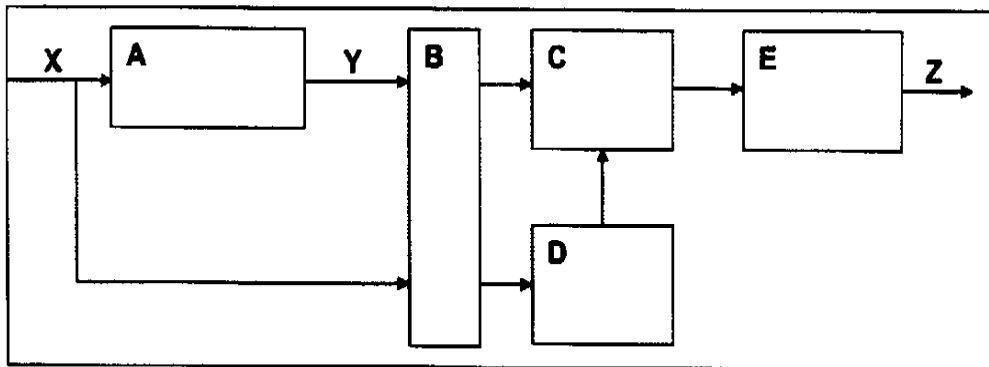
Obr. 7



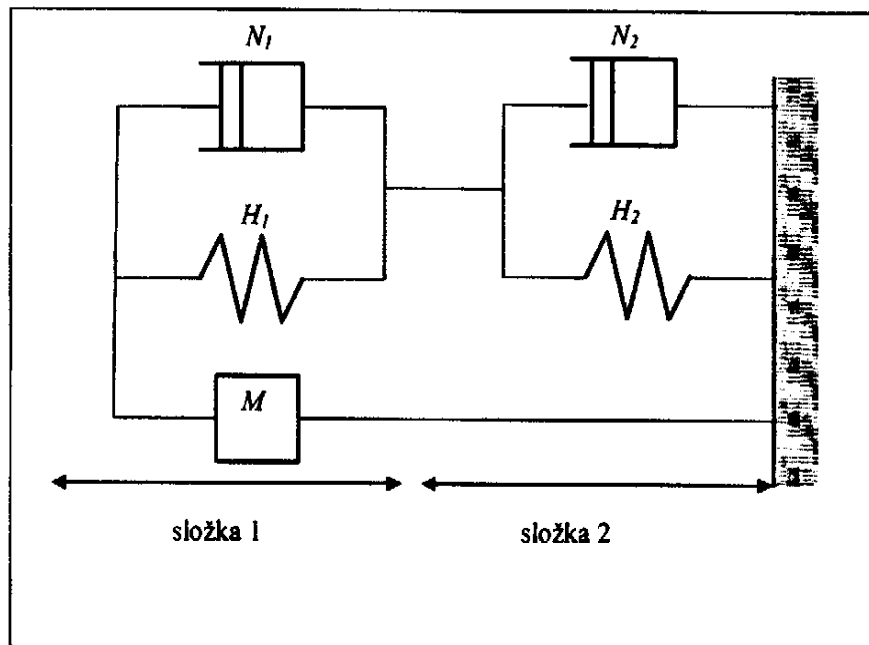
Obr. 8



Obr. 9

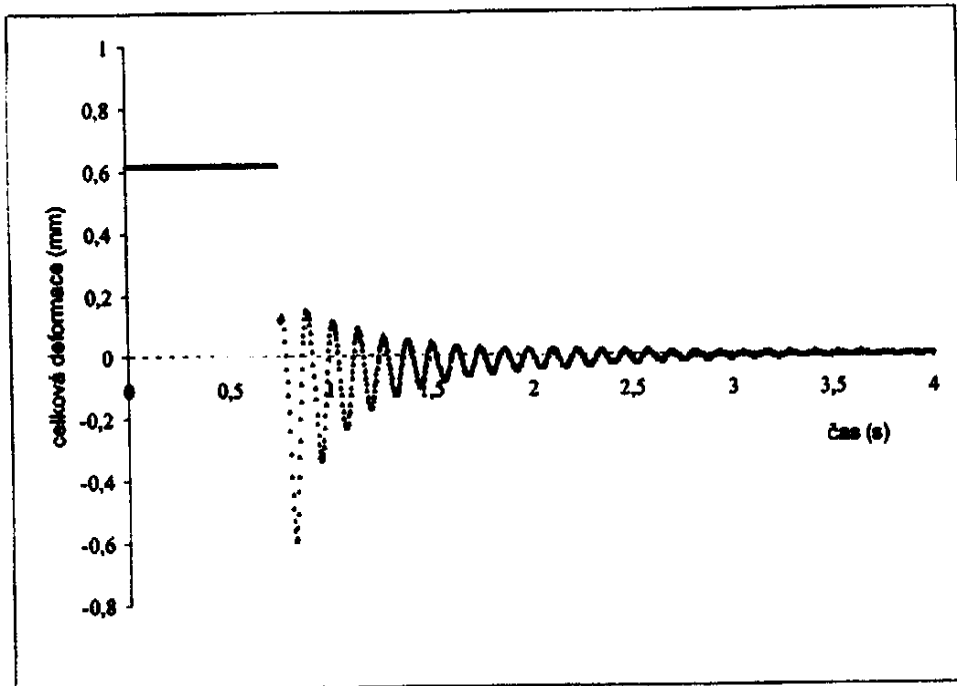


Obr. 10

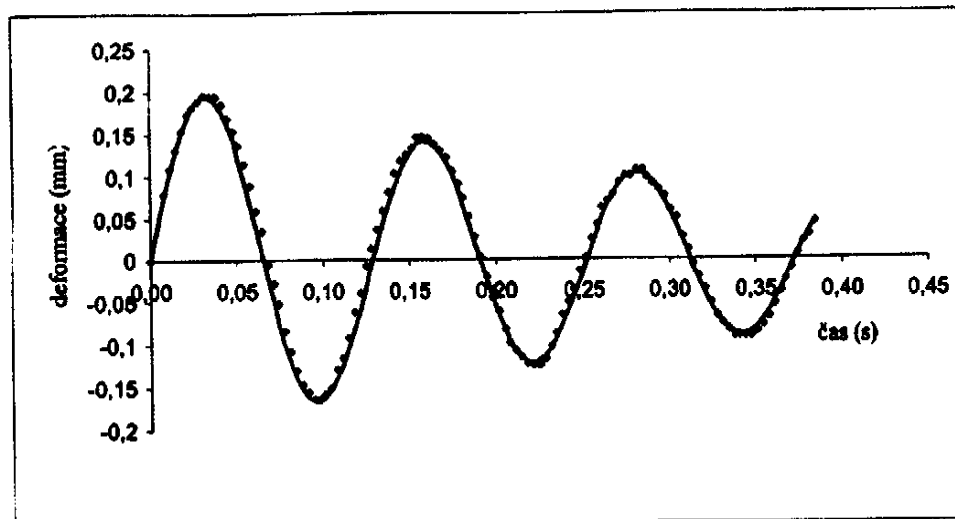




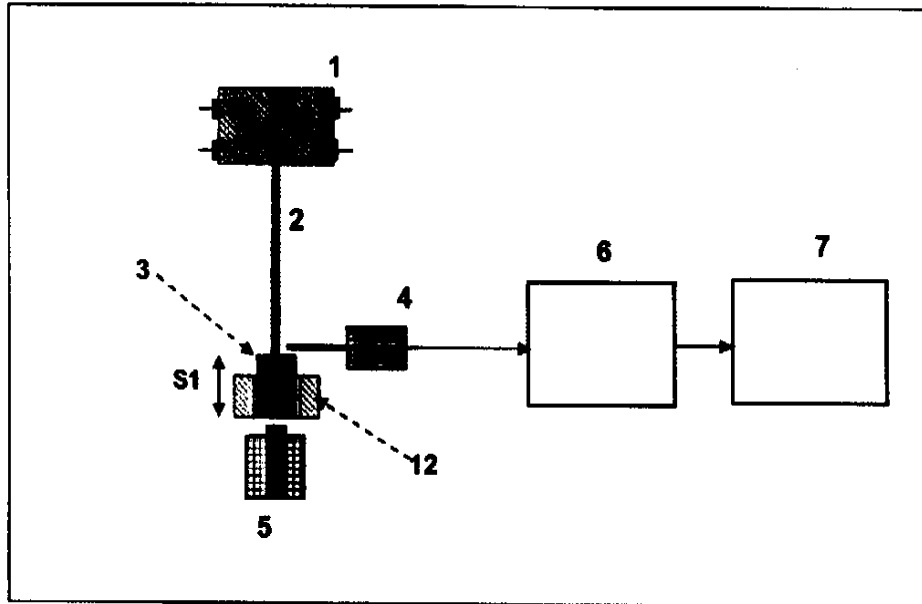
Obr. 11



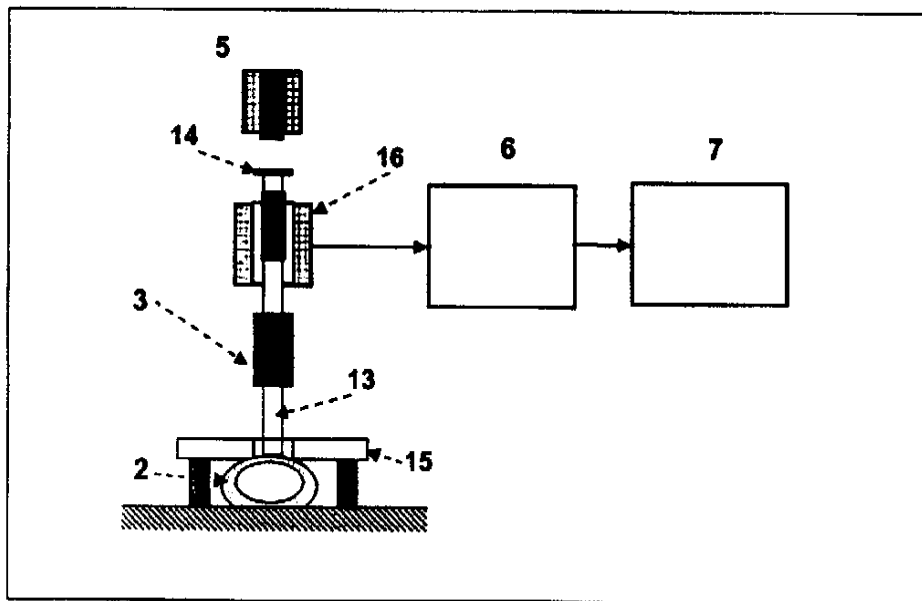
Obr. 12



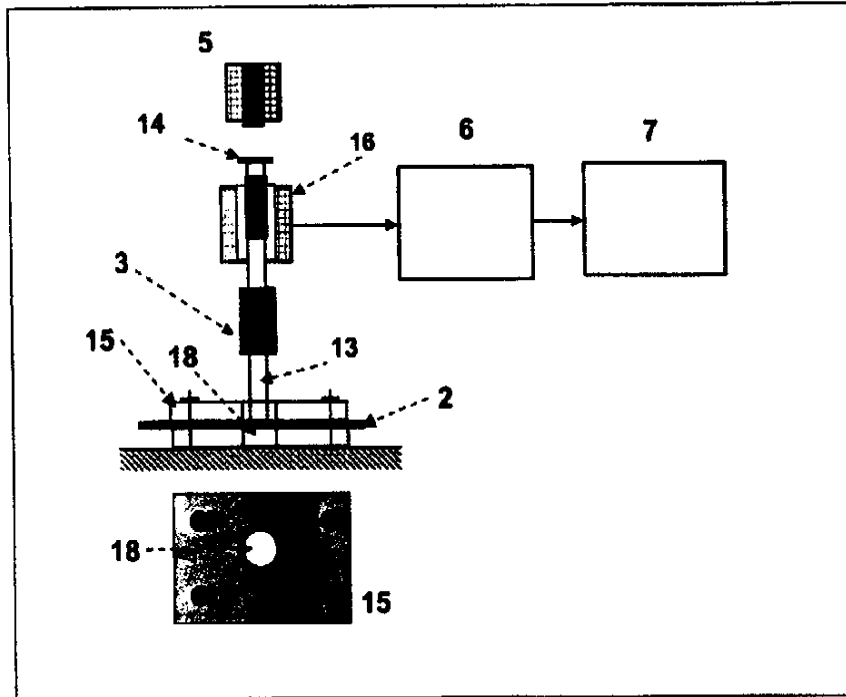
Obr. 13



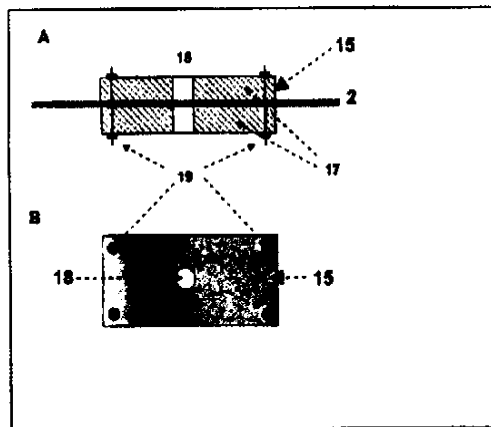
Obr. 14



Obr. 15



Obr. 16



Konec dokumentu