

APPLICATION OF PHOTOELASTIC MEASURING FOR RESEARCH OF HUMAN JOINTS
APLIKACE FOTOELASTICIMETRIE PŘI VÝZKUMU LIDSKÝCH KLOUBŮ

Jitka Jírová, Josef Jíra, František Kolář, Milan Richtr

The study compares two ways (Fig.1) of treatment flexion contractures of the proximal interphalangeal joint (PIP):

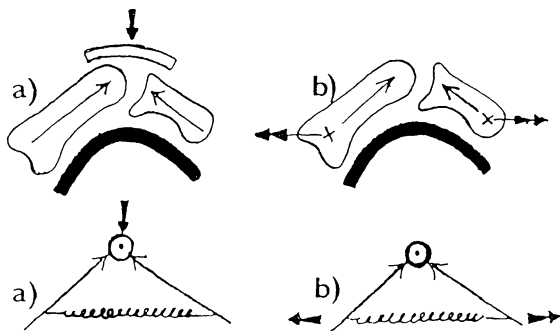
- *the conservative treatment by gradual splintage, using compressive bandage*
- *traction using a reposition device.*

We have determinated using both numerical and experimental modelling the detailed stress field in the PIP for the conservative method of treatment only (Fig.1a), which was determinated as the considerably unfavourable one. In Fig.5 we can see the compression concentration in the joint which is substantial for analysing of this problem. The whole loading of the articulate cartilage is in fact concentrated on the relatively small area, i.e. it is distributed non-uniformly. In this way the articulate cartilage is considerably even unphysiologically overstressed during the conservative treatment.

1. Úvod

Práce se týká porovnání dvou způsobů léčení flekční kontraktury proximálních interfalangálních kloubů (PIP) (obr.1):

- konzervativního způsobu postupným dlahováním při použití kompresního obvazu (obr.1a),
- distrakčně repozičním aparátem (obr.1b) [2].



Obr.1.: Schema obou způsobů zatěžování PIP kloubu
a) konzervativní způsob b) distrakčně repoziční aparát

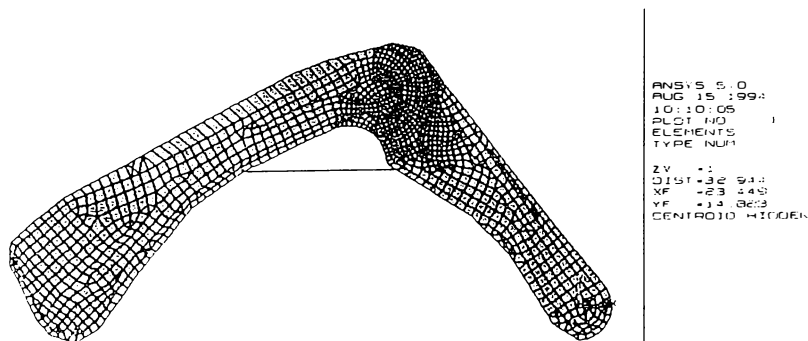
Flekční kontraktury jsou vážným terapeutickým problémem ortopedie, plastické a rekonstrukční chirurgie ruky. Nejčastěji k nim dojde následkem hlubšího popálení, opaření, poraněním elektrickým proudem a sekundárně zhojených ran. Principem léčby u obou výše zmíněných způsobů léčby je plynulá distenze zkrácených struktur měkkých tkání. Rychlost repozice kloubu je individuální podle tolerance nemocného, maximálně 15° denně.

Cílem práce bylo zjistit napjatost ve strukturách, které vytvářejí kloub, zvláště v kloubních chrupavkách, které jsou během rekonstrukce nejvíce namáhány.

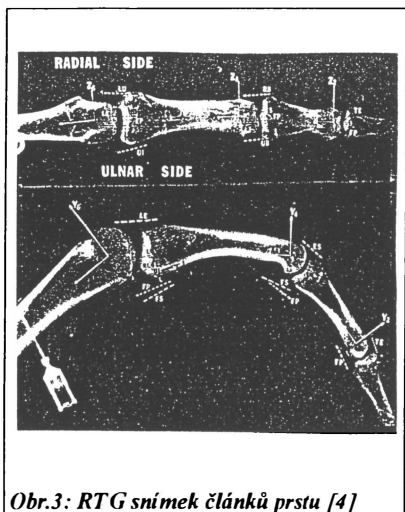
2. Výpočtový model

Schematicky je znázorněn rozdíl v zatěžování u obou způsobů rekonstrukce kloubu na obr. 1. Jednoduchým výpočtem rámové konstrukce jsme zjistili, že při stejném průhybu kloubu ve svislém směru, tedy pro stejnou hodnotu protažení šlachy, dojde k trojnásobnému zatížení kloubu pro první, konzervativní způsob zatížení. Články prstů jsme zjednodušeně uvažovali jako duté válcové trubky s mechanickými vlastnostmi odpovídajícími kortikální kosti $E = 17 \text{ GPa}$ a $\mu = 0,25$. Takovéto nosníky byly vzájemně spojeny kloubově, bez uvažování chrupavky. Šlacha byla nahrazena prutem kloubově připojeným na oba nosníky s modulem pružnosti, který jsme experimentálně zjistili $E = 20 \text{ MPa}$ [1]. Uvažovali jsme pružné chování všech struktur, nepočítali jsme s vazkopružným chováním šlach, které je velmi významné. Získané výsledky platí tedy pro okamžik zatížení. Konstrukce byla počítána jako vně staticky určitá s pevným kloubem na jedné straně a s posuvným na straně druhé.

Abychom zjistili skutečné namáhání kloubní chrupavky, sestrojili jsme výpočtový model pomocí metody konečných prvků (MKP) (obr.2). Shodné zatížení jako u rámu, tj. 10 N bylo rozloženo do patnácti uzlových bodů. Model jsme uvažovali jako rovinný s tloušťkou $t = 1 \text{ mm}$ při uvažování rovinného stavu přetvoření. Model byl vytvořen na podkladě rentgenového snímku článků prstu (obr.3) a souřadnice uzlových bodů byly převedeny do počítače použitím ScanJet IIp. Stav napjatosti byl popsán numericky při použití programu ANSYS 5.0 [5] na PC 486. ANSYS 5.0 je program na řešení inženýrských problémů a knihovna prvků obsahuje přes 80 různých typů prvků. Kortikální i spongiózní kost a chrupavka byly popsány dvou - dimensionálním rovinným prvkem (*Plane*). Tento prvek je definován čtyřmi uzly se dvěma stupni volnosti v každém uzlu: posunutími ve směru os x a y . Měkké tkáně (šlacha, kůže) byly nahrazeny prutem. Tento dvou-dimensionální prvek (*Link*) je jednoosý prvek, který lze použít pro výpočet tahu a tlaku, ohyb není uvažován.



Obr. 2.: Výpočtový model



Obr.3: RTG snímek článků prstu [4]

condensovány do jednoho *superelementu*, s kterým dále počítáme, jako s jedním prvkem. Řešení konstrukce metodou *substructuring* lze s výhodou použít u nelineárních problémů, kdy je výrazně redukován výpočtový čas a při řešení rozsáhlých úloh, které jsou limitovány hardware-ovým vybavením počítače. Tím bylo možno úlohu redukovat do jednoho *superelementu* a do 812 kontaktních prvků (obr.4). Matice *superelementu* byla vypočítána ze dvou různých typů elementů: 1292 deskostěnových rovinných prvků (kostní tkáň a chrupavka) a z jednoho prutu (měkké tkáně) a z tří odlišných materiálových vlastností (spongióza, chrupavka, šlacha) (tab.I).

Tabulka I.: Mechanické vlastnosti

Tkáň	E (MPa)	μ
kortikální kost	17 000	0.25
spongiózní kost	75	0.25
chrupavka	23	0.45
šlacha	20	0.40

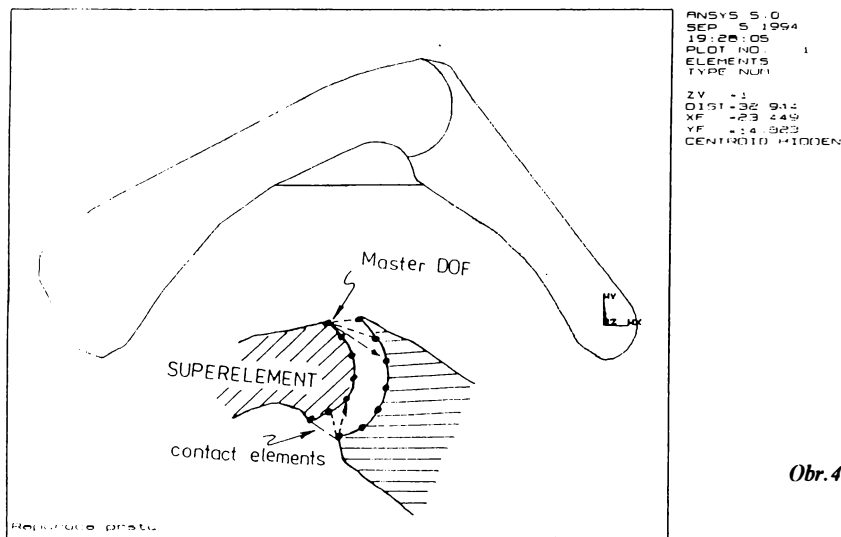
Počítali jsme rozložení napjatosti PIP kloubu pouze pro konzervativní způsob léčby, který jsme určili jako značně nepříznivý. Na obr.5 je vykreslen detail pole maximálních tlakových napětí, které jsou pro řešení tohoto problému určující. Na obr.6 je graficky znázorněn průběh tohoto napětí podél kontaktní spáry obou chrupavek.

Obdobný výpočtový model byl sestaven také při uvažování kortikální kosti. Pro zjištění napětí v kontaktní spáře bychom však museli provést detailnější rozbor anatomie prstu a použít širší rozsah modulů pružnosti při přechodu od kortikální do spongiózní kostní tkáně. Výsledné rozložení tlakových napětí v kontaktní spáře jsme zjistili obdobně, jako v předchozím případě,

Kloubní spojení mezi chrupavkami bylo vytvořeno pomocí kontaktních prvků, které se používají pro kontakt dvou povrchů, které mohou po sobě klouzat (obr.4). Geometrie tohoto prvku je trojúhelníková se základnou na jednom povrchu a s třetím uzlovým bodem na druhém povrchu, přičemž každé dva sousední prvky jednoho povrchu (Target Surface) tvoří prvek s každým uzlem druhého povrchu (Contact Surface). Model obsahuje celkem 812 kontaktních prvků. Koeficient tření u kloubní chrupavky je velice nízký (0,0026), proto jsme tření zanedbali.

Výpočet nelineární úlohy obsahující kontaktní prvky je iterativní povahy a tedy časově velmi náročný. Proto jsme pro řešení úlohy s výhodou využili možnosti programu ANSYS, jehož knihovna prvků obsahuje *superelement*. Prvky různých typů s konstantními materiálovými vlastnostmi mohou být

pouze koncentrace napětí se posunuly do jiných míst. Koncentrace tlakových napětí jsou v tomto případě silně závislé na způsobu, jak modelujeme kortikální kost.



Obr. 4.

3. Experimentální výzkum

Obecně platí a v biomechanice obzvlášť, že odvozený výpočtový model je vždy důležité ověřit experimentálně. Pokud se prokáže správnost odvozeného modelu, pak lze relativně snadněji a rychleji vypočítat řadu různých zatěžovacích variant, než vždy znovu vyrábět experimentální model.

Rozhodli jsme se řešit problém metodou reflexní fotoelasticimetrie, která se jeví jako nejvhodnější pro zjišťování koncentrací napětí v kloubní chrupavce. K výrobě modelu jsme přistupovali dvěma různými přístupy:

a) z hlediska podobnosti *ve smyslu materiálových charakteristik*;

b) z hlediska podobnosti *ve smyslu tuhostních charakteristik*.

a) Modelovali jsme tedy konstrukční systém, který byl tvořen dvěma články prstů z jednoho materiálu, přičemž články prstů byly spojeny kloubní chrupavkou z jiného materiálu. Modul pružnosti spongiózní kosti byl v modelu konečných prvků uvažován jako 75 MPa a modul chrupavky 23 MPa. Tyto hodnoty byly převzaty z literatury. Ve stejném poměru modulů pružnosti byly vyrobeny také oba materiály pro experimentální výzkum. Byly vyrobeny dva modely:

- celý z epoxydové pryskyřice s dvěma odlišnými moduly pružnosti v poměru 1 : 3;
- články prstů druhého modelu byly vyrobeny z hliníku a chrupavka z epoxydové pryskyřice. Při návrhu tohoto modelu jsme vycházeli z faktu, že nás zajímá především napjatost kloubní chrupavky. Při zachování poměru modulů pružnosti 1 : 3 mohla mít epoxydová pryskyřice nahrazující chrupavku vyšší modul pružnosti než u prvního modelu a tedy materiál neměl tak výrazné reologické vlastnosti, což je výhodnější pro vlastní měření.

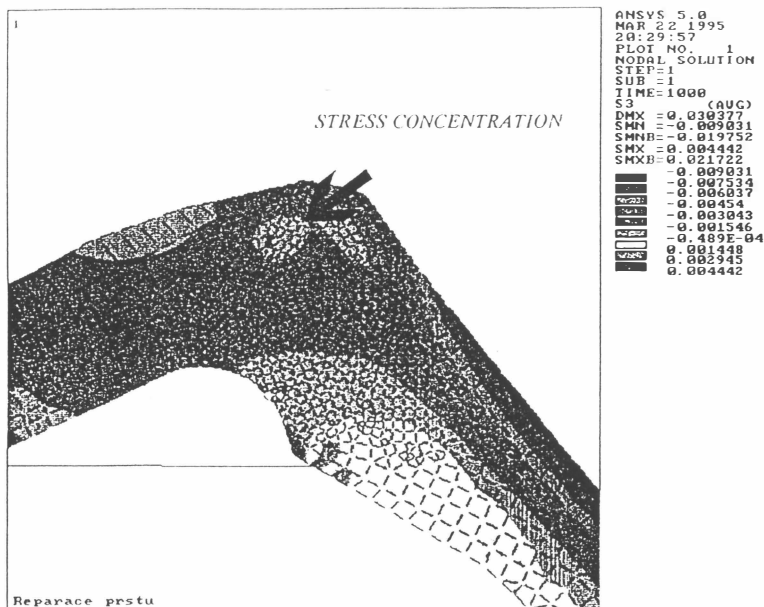
Model byl tvarován opět podle rentgenového snímku. Okrajové podmínky byly uspořádány ve shodě s výpočtovým modelem, na jedné straně pevný a na druhé straně posuvný kloub.

b) Třetí model představuje podobnost ve smyslu tuhostních charakteristik. Byl vyroben celý ze stejné epoxydové pryskyřice, tloušťka kloubní chrupavky je třetinová než tloušťka článků prstů.

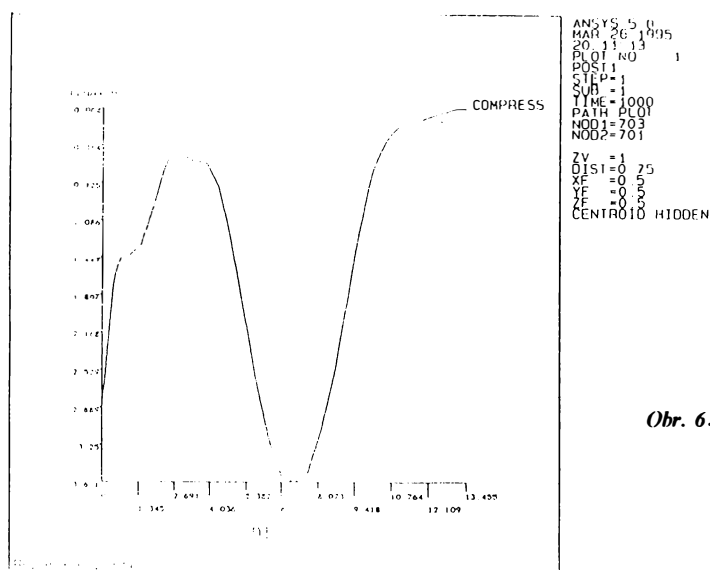
U obou prvních modelů byly dosaženy kvalitativně stejné výsledky jako u výpočtového modelu. U druhého modelu vyrobeného spojením hliníku a epoxydové pryskyřice jsme naměřili koncentraci napětí rozloženou na větší plochu. Experimentální analýza třetího modelu nám umožňuje vyhodnotit napětí nejen v chrupavce ale i v kostní tkáni článků prstů.

4. Závěr

Byl proveden výpočet pole napjatosti v PIP kloubu pouze pro konzervativní způsob léčby flekční kontraktury (obr.1a), který byl určen jako méně příznivý. Tento výpočet byl pomocí reflexní fotoelasticimetrie experimentálně ověřen na třech různě zkonstruovaných modelech. Na obr.5 je patrná koncentrace tlakových napětí v kloubní chrupavce a z grafu (obr.6) je zřejmé, že tato koncentrace je soustředěna na velmi malé ploše. Tlakové zatížení kloubní chrupavky, které bylo vypočítáno pro rámovou konstrukci je ve skutečnosti koncentrováno na relativně malou oblast, tzn. je v kontaktní ploše rozloženo značně nerovnoměrně. Z toho lze vyvodit, že kloubní chrupavka je značně nefyziologicky přetěžována během konzervativního způsobu léčby. Dosažené výsledky potvrzují pozorování ortopedů, kteří při konzervativním způsobu léčby popisují jako častou komplikaci bolesti a otoky PIP kloubů [2]. Při rychlejším postupu pak může dojít k nekróze chrupavky a lamelární chondrolýze [3].



Obr. 5: Pole maximálních tlakových napětí (GPa)



Obr. 6.

LITERATURA

- [1] J.Jirová, V.Kafka: Experimentální modelování reologických vlastností šlach. Sborník 31. konference EAN, 1993, Měřín, ČR, str. 151-154
- [2] M.Richtr, M.Ryšavý: Použití distrakčních aparátů při léčbě flekčních kontraktur interfalangálních kloubů. Rozhledy v chirurgii, 71, 1992, č. 3-4
- [3] J.H.Boyes: Bunnel's Surgery of the hand. Philadelphia, J.B.Lippincot 1964
- [4] E.Y.S.Chao, K.-N.An, W.P.Cooney III, R.L.Linscheid: Biomechanics of the Hand, World Scientific, Singapore•New Jersey•London•Hong Kong, 1989
- [5] ANSYS User's Manual, Volume I-IV, 1993

Ing. Jitka JÍROVÁ, CSc.,

Doc. Ing. Josef JÍRA, CSc.

tel. 882334

fax 884634

RNDr. František KOLÁŘ

tel. 66009258

fax 66410649

MUDr. Milan RICHTR, CSc.

tel 24914570

fax. 292728

Ústav teoretické a aplikované mechaniky AV
 ČR, Prosecká 74, 190 00 Praha 9

Ústav struktury a mechaniky hornin AV ČR,
 V Holešovičkách 41, 182 09 Praha 8

Ortopedická klinika I.LF UK, Na bojišti 1,
 128 00 Praha 2