

FOTOELASTICIMETRICKÁ STUDIE OSTEOSYNTETICKÝCH
METOD

Ing. Miloš Milbauer, CSc

Stavební fakulta ČVUT, Katedra stavební mechaniky,
Praha

V pohybovém ústrojí člověka, zvláště pak v kostech chybí ještě mnoho základních údajů o napjatostních dějech vyvolaných osteosyntetickými metodami, tj. při spojení kostních úlomků po fraktúrách. Provedli jsme proto řadu fotoelasticimetrických měření při různých způsobech prováděné osteosyntézy (např. při cerkláži za použití různých vláken a pásků, spojení úlomků šrouby a spojení při příčné fraktúře dlahou a šrouby) s cílem zlepšit objektivizaci podmínek, za kterých je prováděna. Dále jsou uvedeny případy řešení napjatosti pooperačních stavů:

vliv cerkláže u frakturního loketního kloubu,
řešení napjatosti po různých způsobech operace párnve a
zhodnocení změn napětí, která se tvoří po zhojení intertro-

chanterické osteotomii, tj. při přetětí krčku stehenní kosti.

Práce směřují k poznání normálních a patologických stavů napětí pohybového ústrojí, před a po operačních rozložení napětí v kostech s výsledky, které přispívají ke zdárnému léčení pacientů.

Výsledky biomechanických výzkumů prováděných v úzké spolu-práci lékařů a techniků slouží k poznání fysiologie pohybového ústrojí. Mají mnoho bezprostředních důsledků pro praktické oboory jako je chirurgie pohybového ústrojí, traumatologie, ortopedie a ortopedická protetika.

Naše práce v tomto oboru se převážně týká experimentálního stanovení napětí kostí při použití osteosyntetických prostředků a napětí detailů pohybového ústrojí před a po operačním zákroku. Referát nepřináší tedy nové poznatky v oboru experimentální pružnosti, ale prostřednictvím známých metod, objasňuje některé základní a doposud neobjasněné otázky z chirurgické praxe.

Fotoelasticimetrie je za určitých předpokladů vhodná k modelování kostí a dává výsledky, které můžeme interpretovat na skutečnou kompaktní kost - třeba na střední část holenní nebo stehenní kosti.

Abychom se přesvědčili jaké rozdíly mohou nastat při aplikaci povrchového napětí u spongiósní kosti representované např. hlavicí stehenní kosti, byla provedena porovnávací měření: tensometrická na čerstvých kostech a fotoelasticimetrická měření na prostorových a roviných modelech téhož útvaru. Z měření jsou následující závěry:

1. Vzhledem k linérnímu zvyšování napětí jak tahových tak tlakových (obr.1 - průběh deformací), můžeme usuzovat, že spongiósní kost jako celek při svém běžném zatížení, se chová lineárně. Na základě tohoto zjištění můžeme provádět porovnávací studie napjatosti před a po operačních stavů detailů pohybového ústrojí např. operace kolena, kyčlí nebo pánevní.

2. Shoda ve výsledcích napětí plynoucích z tensometrických měření na skutečné kosti a fotoelasticimetrických měření, nám potvrzuje doménku, že modelování kostí, které jsou v podstatě struktury nehomogenní, ale se speciálně orientovanými trámečky spongiosy, pomocí homogenních materiálů je možné. Při vyčíslení napětí z tensometrických měření, byl brán průměrný modul pružnosti mokré kosti $E = 13.434 \text{ MPa}$. V tahové oblasti, v korespondujících místech, obdrželi jsme tyto hodnoty:

tensometrická měření	+ 12,84 MPa
prostorový fotoelasticimetrický model	+ 13,46 MPa
rovinný fotoelasticimetrický model	+ 12,97 MPa.

Obdobná shoda byla i v oblasti maximálního tlaku.

3. Idealisování některých případů řešení povrchové napjatosti prostorových útvarů v rovině je přijatelné.

Zákonky na pohybovém ústrojí vyžadují v moderní chirurgii používat různých technických zařízení a osteosyntetických prostředků jako jsou dráty, hřeby, šrouby, dlahy a protézy.

Při spojování kostních úlomků byly pozorovány jevy, které dávaly tušit, že fysiologie kostní tkáně je pronikavě ovlivněna silami, zavedenými do kosti těmito prostředky. Křížením a sumací sil nebo zase naopak nedostatečným spojením a vadnou chirurgickou technikou, dochází ke značnému vzniku nebo vymizení napětí, zhoršující podmínky léčení.

Jelikož u pohybového orgánu a u kostech zvláště, chybí ještě mnoho základních údajů o napjatostních dějech vyvolaných osteosyntézou, rozhodli jsme se nejprve provést modelový výzkum této oblasti. Práce je převážně zaměřena na určení sil a napětí působících při různých druzích osteosyntézy s cílem zlepšit objektivizaci podmínek za kterých je prováděna a tím přispět ke zdárnému léčení. Výsledky jsou pak porovnány jednak s pevností kostí, tak s pevností osteosyntetických prvků se zjištěním hranic maximálních sil, které můžeme zavést do kosti, aniž by byla porušena. Stejně tak považujeme za poučné srovnat velikost napětí v kostech, které vznikají za použití jednotlivých osteosyntetických metod tj. při osteosyntéze cerkláží, osteosyntéze samotními šrouby nebo dlahou a šrouby.

Fotoelasticimetrický model cerkláže

Jednoduchou cerkláž v podobě prosté cirkulární kličky položené kolem dlouhé kosti ukážeme na modelech příčného řezu stehenní a holenní kořti (obr.2).

V první řadě jsme zjistili pevnost prostředků, kterými je cerkláž prováděna. Jsou to tři druhy silonových vláken, dva druhy catgutu, sedmipramenné chirurgické lanko, drát z nerezavací oceli o průměru 0,3 mm nebo 0,65 mm a dva druhy průměru 1 mm a kovový pásek podle Puttiho - Parhama.

U těchto materiálů byla zjištěna pevnost na tah a pak byly použity k opásání modelů k vyvinutí tlaku úměrného pevnosti fotoelasticimetrického materiálu. U skutečné osteosyntézy jame od-

hadli sílu nutnou k účinnému utažení kličky na 80% meze pevnosti materiálu. Proto jsme napětí vzniklá v modelech přeypočítali:

- a) na zatížení odpovídající 80% pevnosti cerklážního materiálu čímž se přiblížíme skutečnosti a
- b) na zatížení do meze pevnosti daného vlákna, abychom zjistili, jakých maximálních napětí lze dosáhnout s daným materiálem; výsledky u obou kostí jsou uvedeny v tab.1.

Při cerkláži maximálních tlakových napětí dosahujeme u Puttaho-Parhamova pásku, který utažený na mez jeho pevnosti vyvolá v kosti napětí 82,8 MPa. Je to hodnota dvojnásobná, než jakou dosahujeme u měkkého drátu průměru 1 mm a přibližně poloviční, než je pevnost kompaktní kosti na tlak 147,0 MPa. Ostatní materiály používané pro cerkláž jsou hluboko pod touto hodnotou. Z měření vyplývá, že cerkláž nemůže ohrozit kontinuitu kosti samotnými mechanickými silami, které na ni působí. Opásání kostních úlomků drátem nebo jiným vláknem je vyhovující např. u šikmé nebo spirálové zlomeniny. Přesto jsou proti cerkláži vážné výhrady, které vyplývají z klinických zkušeností.

Fotoelasticimetrický model osteosyntézy šrouby

Dnešním snahám po tak zvané pevné osteosyntéze, která má umožnit spojení úlomků tak pevné, že přídavná zevní fixace sádrovým obvazem je přebytečná, vyhovuje pro kompaktní kost konstrukce šroubů se závitem o něco vyšším a mohutnějším než je tomu u základní normalisované řady. Závit v kostech se pro ně obvykle vyřezává závitníkem.

Pro spongiósní kost je určena vrutová varianta. Některé systémy i zde doporučují použít závitník, ten je ale často přebytečný. V měkké spongiósní kosti si šroub sám vytlačí vhodné lúžko.

V první fázi provedli jsme základní orientační měření, které mělo ukázat, jakou silou je operátor schopen utáhnout různé druhy šroubů při operaci. K tomu účelu sestrojili jsme jednoduché zařízení na principu optického měření sil. U různých typů šroubů o průměru 3,7 mm, běžně používaných v lékařské praxi, při jejich utažení volnou rukou činil maximální tah 2242 N a u šroubů průměru 4,4 mm - 2760 N. Jejich únosnost je u ø 3,7 mm prů-

měrně 4400 N a u ϕ 4,4 mm podle typu od 6560 do 7240 N.

Další pomůckou byl zhotovený momentový šroubovák s možností nastavení kroutícího momentu, který vyvodí ve šroubu tah v rozmezí od 245 do 2540 N. Zjištování velikosti zaváděných sil šrouby bylo nám užitečné i pro pozdější modelové zkoušky, při kterých jsme určovali šroubovákem zatěžovací síly modelů kostí. Zařízení nám dále umožnilo určit v jakém poměru je síla tohoto utažení k pevnosti šroubu, případně kosti.

Napjatost byla určována pro jeden řez holenní kosti s nejslabší stěnou a řez stehenní kosti se stěnou nejsilnější. Měření bylo provedeno na perspexových modelech při trojí fixaci šroubu:

- a) šroub je v jedné stěně modelu zapuštěn a ve druhé zakotven v závitech (na obr. 3 označení a_1),
- b) šroub je zapuštěn v dlaze, prochází volně přilehlou stěnou a v druhé je zakotven v závitech (označení a_2) a
- c) modelujeme zlomeninu rovnoběžnou s podlínou osou kosti rozříznutím modelu. Šroub je v jedné stěně modelu zapuštěn a ve druhé zakotven v závitech (označení a_3).

Zatížení u modelu a_1 a a_2 bylo provedeno momentovým šroubovákem vyvazujícím ve šroubu tah 676 N a u fixace se zlomeninou (a_3) silou 345 N. Z diagramů na obr. 3 je patrno, že fixace dlahou snižuje napjatost oproti přímému zapuštění šroubu do kosti. U závitu nebyla zjištěna výrazná koncentrace napětí. Osteosyntéza šroubem v místech zlomeniny vytváří napětí značně vyšší s rozdílným průběhem obvodových napětí.

U kosti se silnou stěnou byly modely případu fixace b_1 a b_2 (obr.4) zatěžovány silou ve šroubu 970 N a u fixace b_3 silou 676 N. Zde u zlomeniny jsou poměry napjatosti příznivější. Nevzniká zde tak značné napětí, které by ohrožovalo pevnost kosti.

Abychom mohli porovnat jaká napjatost vznikne při zatížení utahováním z volné ruky při chirurgickém zákroku, přepočetli jsme napětí na maximální zatížení a zapsali do tabulky 2.

Vzniklá napětí v případech a_1 , a_2 , b_1 , b_2 jsou značná, ale nepřesahuje pevnost normálních kostí - ta činí v tahu 89,0 N a v tlaku 147,0 N. Ovšem při kostech nemocných může k poruše dojít, obdobně jak se stávalo během měření velikosti síly při kotvení

šroubu do kosti. Z tabulky dále vidíme, že u řezu a₃ při osteosyntéze šroubem u zlomeniny při zatížení volnou rukou, je značně překročena mez pevnosti jak v tahu tak tlaku. Zde by vyhovovalo maximální zatížení 685 N.

Při spojení kostních úlomků šrouby, je v několika případech napětí vyvolané šrouby takové, že se blíží k mezním hodnotám tahového napětí kosti a někdy je dokonce překračuje. A to i tehdy, uvažujeme-li tyto hodnoty u kosti kompaktní a u mladého individua. Odpovídá to zkušenostem z chirurgické praxe a ukazuje cestu, jak je možno tyto situace ke prospěchu operačních zákroků zmírnit.

Procesem srůstu zlomeniny začíná postupně kost přejímat přirozené zatížení, začíná sama uskutečňovat přenos sil a osteosyntetické elementy jsou pak postupně méně zatěžovány. Po jejich odstranění zůstávají v kostech otvory a rýhy, které mohou, jak je známo a bylo v jedné naší práci ukázáno, vést ke koncentraci napětí jiného druhu. že tyto koncentrace mohou způsobit zlomeniny, je také známo z klinické praxe, např. při zbytkové rýze po cerkláži silným drátem.

Fotoelasticimetrický model osteosyntézy šrouby a dlahou

Šrouby samy ve většině případů k syntéze kostních úlomků nestačí. Je třeba, hlavně u stabilní osteosyntézy, je doplnit dlahou. Aby bylo možno vyhovět velmi rozmanitým situacím, které mohou nastat, existuje celá řada dlah i v jednom osteosyntetic-kém systému. Dlahy se liší tvarem, robustností konstrukce, počtem otvorů pro šrouby a tvarem těchto otvorů. Při velké možnosti kombinací, snažili jsme se vybrat případy základní s tím, že problémy, které se vyskytnou během výzkumu budeme rozebírat zvlášť podle potřeby a nutnosti. Pro větší názornost jsme trubici dlouhé kosti modelovali trojrozměrně, ale idealisovali v trubku a použili zmrzavací fotoelasticimetrie.

Při operacích za použití dlahy a šroubů, jsou používány dva případy upevnění šroubu v kostech:

- a) šroub je zaváděn přes dlahu do závitů jak v přilehlé, tak protilehlé stěna kosti a
- b) šroub je zaváděn přes dlahu do závitů v odlehlé stěně kosti při volném průchodu v části kosti přilehající k dlaze, o kterých, pro defekty, byly vedeny časté diskuse.

Jak dalece ovlivní šroub typu A0 ø 4,4 mm napjatost kosti, provedli jsme porovnávací studii obou případů na idealisovaném modelu kosti. Porovnáme nejprve celkovou napjatost obou modelů při zatížení tlakovou silou přibližně 245 N velikou (obr.5). V prvním případě zatížení vyvolá šroub nepatrnu napjatost ve stěnách modelu. Oproti tomu, v druhém případě vzniká, za stejných podmínek a ve stejných místech napjatost daleko vyšší. Skutečná napjatost, přibližně 26ti násobná o hodnotě 15,93 MPa neohrožuje pevnost kosti.

Při dalším zvyšování zatížení na 676 N, u prvního modelu, nevzrůstá napjatost ani v samotném tělese modelu, ani v dolní partii u závitu (obr.6). Oproti tomu se přímo pod dlahou vytváří komplikovaná napjatost s postupným plastifikováním. Rozdrcení části modelu i jeho prasknutí nezpůsobilo jeho rozpadnutí, pouze se zvýšilo napětí na bocích. Nepatrny přetížením modelu, vznikl stav daný krajní pravou fotografií na obr.6 s konfigurací izochromat jako u druhého modelu.

Z modelového výzkumu je zřejmé, že u prvního způsobu zavědení šroubu, veškeré zatížení přenáše jí závity pod dlahou a způsobují drcení kosti. U druhého způsobu pak zatížení přenáší celý model. V obou případech při silném utažení může dojít k poruše. Bylo proto pro chirurgické zákroky doporučeno šrouby utahovat s citem a to do těchto mezí: u krátkého šroubu na 489 N a šroubu dlouhého se závitem v protilehlé stěně kosti na 980 N při napětí 45,4 MPa.

Na stejných modelech ze zvětšenin detailů studovali jsme dále napjatost v místech závitů. Z celkového charakteru izochromat rovnoměrně a symetricky rozložených podél celého modelu nezpůsobuje u druhého modelu závit mísní koncentrace napětí. Oproti tomu u prvního modelu, koncentrace pod dlahou v místech závitů způsobují jeho porušení.

Účelem modelového rozboru osteosyntézy dlahou a šrouby je zjištění, jak dalece umístění jednotlivých šroubů, jejich utažení a zapuštění ovlivní napjatost v příčném a podélném směru kosti bez dalšího přídavného zatížení.

Zde uvedeme jeden z řešených případů, dále označený B a to s příčnou zlomeninou a se šrouby zavedenými do kosti podle obr. 7. Výsledky porovnáme s těmi, které jsme získali u modelu bez

zlomeniny, dále označený A.

Výsledky jsou charakterisovány fotografiemi izochromat z některých zmrazených výřezů (obr.8) a průběhu obvodových napětí (obr.9). Naměřené maximální hodnoty napětí v místech označených na obr. u tabulky 3, jsou zde sestaveny a přepočítány na skutečnou kost při zatížení 345 N.

Z hodnot uvedených v tabulce je patrné, že rozříznutím modelu (označení B) stoupne napětí ve výřezech 1,2 a 3 tj. u výřezů poblíž zlomeniny. Projevilo se porušení prostorové tuhosti trubky, které zvýšilo napětí např. ve výřezu 1 z - 9,18 MPa na - 18,29 MPa, tedy na dvojnásobnou hodnotu. V řezech 4 dostáváme přibližnou rovnost napětí a řezech 5 a 6 pak značné snížení vlivem zapuštění šroubu do přilehlé stěny trubky ke dlaze.

Pro chirurgickou praxi možno z těchto základních studií napjatosti vyvodit v podstatě tyto závěry: maximální napětí v případě B, který je velmi častý, se nachází blíže k okrajům zlomeniny. Uvažujeme-li použití šroubu AO s vyvozením axiálního tahu 980 N ve šroubu, docházelo by v nejvíce namáhaných místech k napětí - 53,8 MPa, které nedosahuje kritických hodnot tlakového napětí. Dale, modifikace s koncovým šroubem krátkým je skutečně výhodnější nejen z chirurgického hlediska, ale i z hlediska napětí, ovšem při nepřekročení síly utažení 490 N.

V podélném směru napětí nedosahují tak vysokých hodnot jak v příčném směru. Vzniklá místní koncentrace pod dlahou, např. u řezu c (druhý otvor - obr.10), která nemá vliv na celkovou napjatost. Koncentrace jsou velmi variabilní vzhledem k uložení šroubů a neohrožují pevnost kosti.

Fotoelasticimetrické modely pooperačních stavů

Na závěr osteosyntetických metod uvádíme příklad řešení z lékařské praxe a to použití křížové cerkláže při fraktuře olekranu loketní kosti. Fotoelasticimetrický model představuje distální část pažní kosti a proximální část loketní kosti artikulující v loketní kloub. Artikulace je znázorněna vložením tenké pryže mezi oba díly. Kovový pásek, který spojuje hrot olekranu s pažní kostí napodobuje tah extenzoru lokte. Konstrukce modelu je patrná z obr. 11 - fotografií izochromat. Obraz je otočen o 180° vzhledem ke skutečnosti; je kreslen podle modelu, který byl pro snad-

nější způsob zatížení takto umístěn v zatěžovacím rámu.

Po proměření modelu byla modelovaná ulna rozříznuta ve svém vrcholku a tím se imitovala fraktura olekranu. Do fragmentů byly, jako ve skutečnosti, vyvrťány dva otvory a obě části spojeny křížově drátem. Izochromaty tohoto případu pro stejné zatížení jako u neporušeného modelu, jsou na dolní části obr.11.

Rozříznutím modelu a jeho spojení cerkláží se značně změnila napjatost. Porovnáme-li oba obrazy izochromat a průběhy obvodových napětí (obr.12 - plný a čárkováný průběh), vidíme, že na horní hraně značně pokleslo napětí a v místech imitované frakturny vymizelo. To svědčí o špatně provedené cerkláži. Cerkláž byla opravena při větším utažení drátu. Míru utažení nelze dostatečně přesně určit, ale bude v mezích 80% únosnosti drátu. Docílíme pak přibližný průběh obvodových napětí (na obr.12 čerchovaný průběh) jako u kosti neporušené. Podél spáry vzniká stálý mírný tlak, využující léčení:

Další příklady použití fotoelasticimetrie jsou porovnávací studie napjatosti části skeletu po operačním zákroku. První týká se pánev v místech styku s kyčelním kloubem po různých způsobech jednoho operačního zákroku (obr.13) a jejich zhodnocení po napjatostní stránce. Průběhy napětí pro normální stav uvádí obr.14.

Každý operační zákrok vyvolá určitou změnu v průběhu a velikosti napětí:

U subluxace se zvyšuje tahové napětí o 44% a napětí tlakové o 25% oproti napětím u normálního stavu.

Operace podle Chiariho přináší sice snížení ohybového napětí ve styku s kloubem, ale se současným růstem tlakového a ohybového napětí v oblastech, kde u normálního stavu je napjatost minimální. Tvarovou změnou se značně změní charakter napjatosti.

Stříškou ILF-Bulovka nevznikají výrazné změny v průběhu napětí, spíše snižuje nepatrně napětí v tlakové zóně.

U stříšky Bosworth maxima vzrůstají oproti normálnímu stavu o 19% jak v tahové, tak tlakové oblasti.

Výsledky studie poukazují jednostraně na vhodnost operace se stříškou, jak je prováděna prof. Pavlánským na pražské Bulovce a důkazně přispěla při debatě o vhodnosti jednotlivých způsobů operace na mezinárodní konferenci chirurgů, konané v Paříži v r. 1975.

Ve snaze objektivizovat změny v napětí, které vzniknou po zhojení intertrochanterické osteotomii v proximálním femoru při jeho tvarové změně, provedli jsme analysu těchto případů. Bylo zvoleno pět základních situací uvedených na obr. 15. Z lékařského hlediska všechny druhy operací přetětí krčku stehenní kosti a jeho zpětného uložení v jiné poloze, mají stejné příznivé účinky. Z hlediska napjatosti kostí (obr.16) a bezpečnosti je však nejvýhodnější osteotomie podsvuná s malými změnami holodiafysárního úhlu, tj. sklonu krčku vzhledem ke stehenní kosti.

Ukázka řešených případů se týká pohybového ústrojí a je to pouze nepatrný úsek z mnoha oborů, které biomechanika zahrnuje. Problematikou biomechaniky se v zahraničí zabývá řada pracovníků i institucí a zapojují do výzkumu nejmodernější poznatky techniky. Naše i jejich práce směřují k poznání normálních i patologických stavů organismu, před a po operačních stavů s výsledky, které přispívají ke zdárnému léčení pacientů.

Seznam vyobrazení

- Obr. 1. Závislost poměrného prodloužení a zkrácení na zatížení
2. Výřezy z kostí a izochromaty jednoho výřezu při cerkláži
3. Izochromaty a obvodová napětí u holenní kosti
4. Izochromaty a obvodová napětí u stehenní kosti
5. Izochromaty u dvou způsobů zapuštění šroubů
6. Izochromaty u prvního modelu při zvyšování zatížení
7. Různé způsoby zavedení šroubů u dlahy
8. Izochromaty ze zmrazených výřezů
9. Izochromaty a průběhy napětí ze zmrazených výřezů
10. Izochromaty ze zmrazených podélných výřezů
11. Izochromaty neporušeného a porušeného modelu lokte
12. Průběhy napětí lokte — normální stav
----- chybná cerkláž
-•- opravená cerkláž
13. Schema operací pánev
14. Průběhy napětí u normální pánev
15. Pět základních situací
16. Průběhy napětí u podsvuné osteotomii a tabulka maximálních napětí pěti situací

L i t e r a t u r a

- Ondrouch: Poškození a opotřebování akrylátových endoprotéz v organismu, Acta Chir.orthop.Traum.čech., XXV-4-1958: 284-295
- Fotoelasticimetrická studie proximální části stehenní kosti, Sborník lékařský, 61-9-1959: 267-285
- Artrotické kostní cysty, Acta Chir.orthop.Traum.čech., XXIX-2-1962: 177-185
- Statické posouzení dvou typů endoprotéz, Acta Chir. orthop.Traum.čech., 33-5-1966: 430-435
- Milbauer: Artróza kolenního kloubu - fotoelasticimetrická studie, Surin Acta Chir.orthop.Traum.čech., 35-2-1968: 105-114
- Knee Joint Arthrosis - A Photoelastometric Study, The American Digest of Foreign Orthopaedic, 3-1970: 38-42
- Gregar : Biomechanické zhodnocení případu osteochondromu krčku Ondrouch stehenní kosti v průběhu jeho operační léčby, Acta Milbauer Chir.orthop.Traum.čech., 38-6-1971: 330-338
- Ondrouch: Fotoelasticimetrické modelování endoprotéz, Acta Chir. Milbauer orthop.Traum.čech., 39-2-1972: 135-143
- Kullmann: Modellexperiment der Kongenitalen Unterschenkelpseudo- Wonters arthrose, Arch.Orthop.Unfall-Chir., 1973: 55-65, Berg- Milbauer mann, München

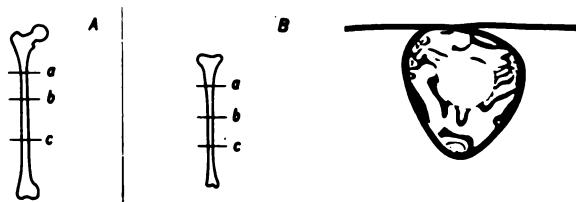
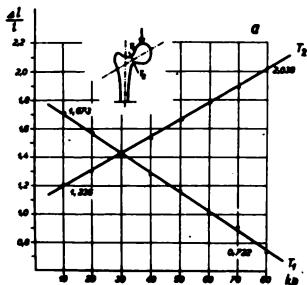
Zprávy ČVUT, Stavební fakulta Praha, Katedra stavební mechaniky

Milbauer: Fotoelasticimetrická studie osteosyntetických metod Ondrouch 20/1974

Antropius: Biomechanika intertrochanterických osteotomií - foto- Milbauer elasticimetrický rozbor, 21/1974

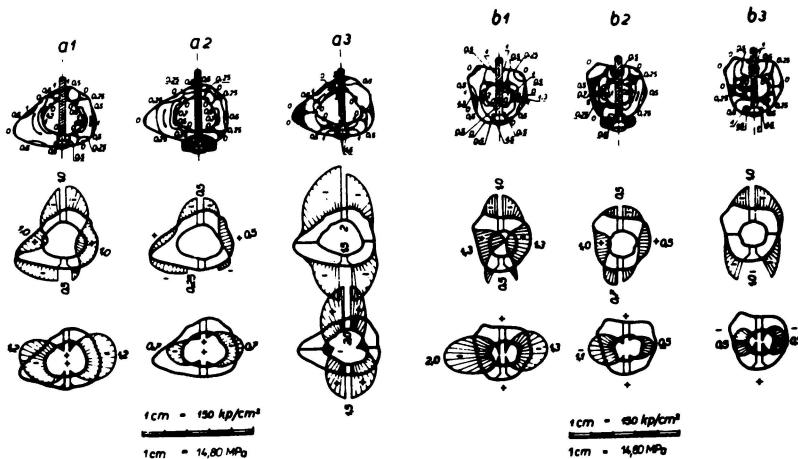
Milbauer: Fotoelasticimetrická studie napjatosti části pánve po operačních zákrocích, 28/1975

Obr.1. Závislost poměrného prodloužení a zkrácení na zatížení



Obr.2. Výřezy z kostí a izochromaty jednoho výřezu při cerklázi

Cerklidní prostředek	Tabulka 1. Tlakové napětí v MPa stehenní kosti při cerklidě					
	Modelové zatížení	Sob. pevnost cerklidních prostředků		Max. pevnost prostředků		
Cerklidní prostředek	Vnitřní kružna	Vnější kružna	Vnitřní kružna	Vnější kružna	Vnitřní kružna	Vnější kružna
Galon	1,26	0,61	2,16	1,04	2,49	1,39
	b	1,26	1,22	2,16	2,12	2,59
	c	1,26	1,22	2,16	2,08	2,59
Leroux 7 pramen	a	3,69	1,22	5,34	2,08	6,68
	b	3,69	4,29	5,34	6,22	6,68
	c	3,69	1,22	5,34	2,08	6,68
Drot 8 mm	a	4,90	6,14	29,60	36,92	46,12
	b	4,90	7,39	29,60	44,49	55,02
	c	6,14	4,90	34,92	37,48	37,00
Doplňek	a	1,52	1,22	3,63	2,94	3,96
	b	1,52	1,22	3,63	2,94	3,96
	c	2,45	4,90	33,60	66,44	66,00
Tabulka 2. Tlakové napětí v MPa kolenní kosti při cerklidě						
Galon	1,83	1,73	3,12	3,12	3,67	3,67
	b	1,83	1,22	2,07	2,07	2,49
	c	1,83	1,22	2,07	2,07	2,49
Leroux 7 pramen	a	3,67	4,50	5,38	7,07	6,76
	b	3,67	4,63	5,38	5,26	6,68
	c	1,83	2,45	3,63	3,99	4,02
Drot 8 mm	a	4,90	9,60	29,60	59,02	36,00
	b	3,67	7,39	22,22	44,39	27,04
	c	2,45	6,24	14,00	37,06	18,34

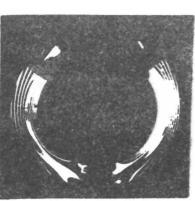
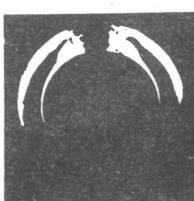
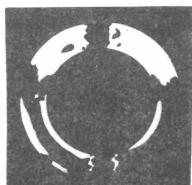


Obr.3. Izochromaty a obvodová napětí u holenní kosti

Obr.4. Izochromaty a obvodová napětí u stehenní kosti

Tabulka 2. Napětí kostí v MPa vyvolané kroužky

Osazdění modelu na obr.3 a 4	Modelové zatížení	Maximální zatížení při operaci 2337 N	
a ₁	+ 14,7	- 17,6	+ 55,5 - 60,6
a ₂	+ 7,9	- 10,3	+ 27,8 - 38,5
a ₃	+ 29,4	- 29,4	+ 217,8 - 217,8
b ₁	+ 19,2	- 29,4	+ 69,0 - 76,8
b ₂	+ 14,7	- 16,2	+ 38,6 - 44,2
b ₃	+ 7,9	- 14,7	+ 31,9 - 55,4



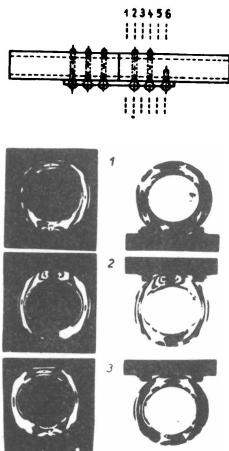
Obr.6. Izochromaty u prvního modelu při zvyšování zatížení

Obr.5. Izochromaty u dvou způsobů zapuštění šroubů

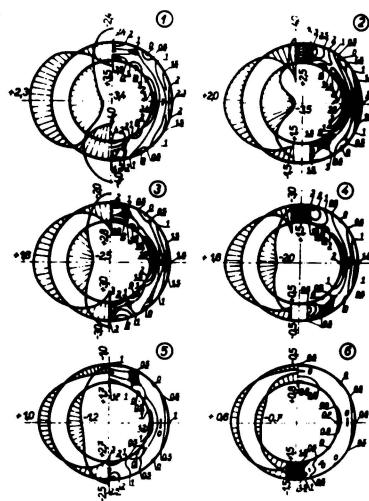


Obr.7. Různé způsoby zavedení šroubů u dlahy

Obr.8.

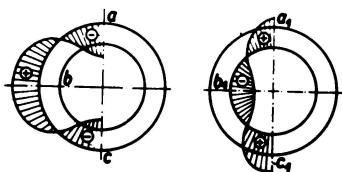


Obr.9.

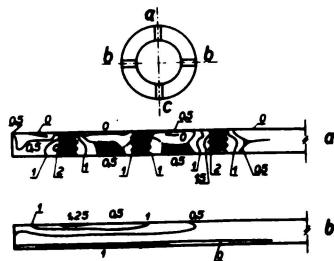


Obr.8. Izochromaty ze zmrazených výřezů

Obr.9. Izochromaty a průběhy napětí ze zmrazených výřezů



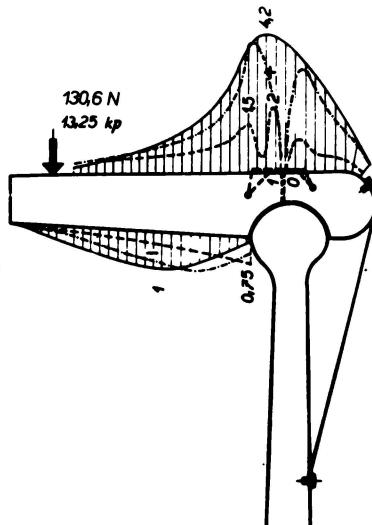
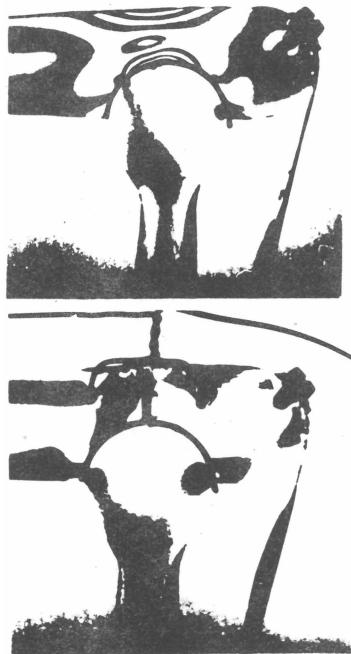
Tabulka 1. Napětí v MPa v jednotlivých vrstvách kůže							
Pravidly pracího prostoru	Místnost číslo	Výška měření					
		0	1	2	3	4	
A	7 & 9	+ 6,96	+ 5,96	- 6,34	+ 11,39	+ 6,34	+ 6,39
B	7 & 9	+ 10,97	+ 10,50	+ 10,29	+ 10,04	+ 10,79	+ 10,39
<hr/>							
A	7 & 9	+ 13,72	+ 7,13	- 4,97	+ 6,84	+ 11,98	+ 4,98
B	7 & 9	+ 15,24	+ 9,16	+ 6,85	+ 11,49	+ 16,03	+ 6,95
<hr/>							
A	7 & 9	+ 6,96	+ 5,96	- 6,34	+ 11,39	+ 6,34	+ 6,39
B	7 & 9	+ 9,12	+ 7,13	+ 13,72	+ 11,49	+ 11,98	+ 13,72
<hr/>							
A	7 & 9	+ 13,72	+ 7,13	- 4,97	+ 6,84	+ 11,98	+ 4,98
B	7 & 9	+ 13,72	+ 7,13	+ 2,22	+ 6,84	+ 9,12	+ 4,98
<hr/>							
A	7 & 9	+ 7,79	+ 6,33	+ 11,72	+ 11,39	+ 11,72	+ 6,39
B	7 & 9	+ 4,97	+ 4,97	+ 11,39	+ 7,79	+ 7,79	+ 6,39
<hr/>							
A	7 & 9	+ 13,72	+ 7,13	- 4,97	+ 6,84	+ 11,98	+ 4,98
B	7 & 9	+ 2,69	+ 2,72	+ 6,84	+ 3,67	+ 3,30	+ 6,83



Obr.10. Izochromaty ze zmrzlených podélných výřezů

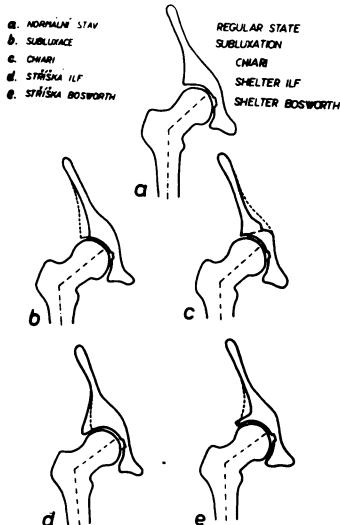


Obr.11. Izochromaty neporušeného a porušeného modelu lokte

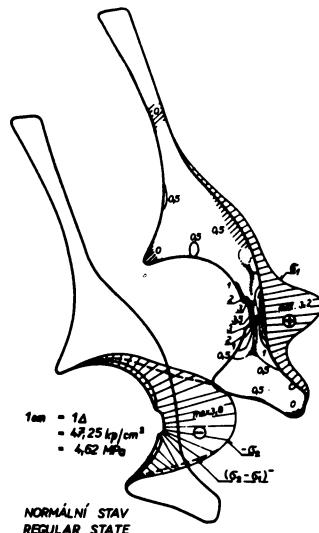


Obr.12. Průběhy napětí lokte

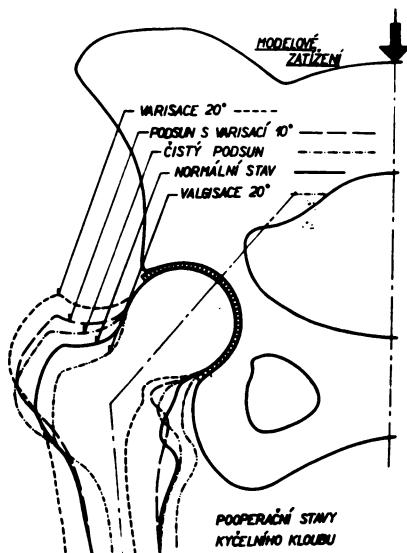
- normální stav
- chybná cerkláž
- .- opravená cerkláž



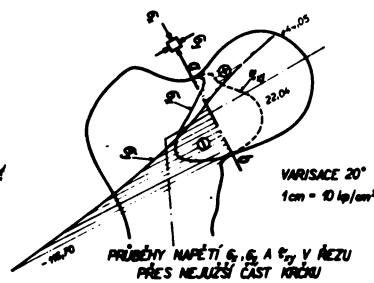
Obr.13. Schema operací pánve



Obr.14. Průběhy napětí u normálního pánve



Obr.15. Pět základních situací pooperativní stav krycelného kloubu



Obr.16. Průběhy napětí u podsuvené osteotomii a tab. max. napětí pěti situací