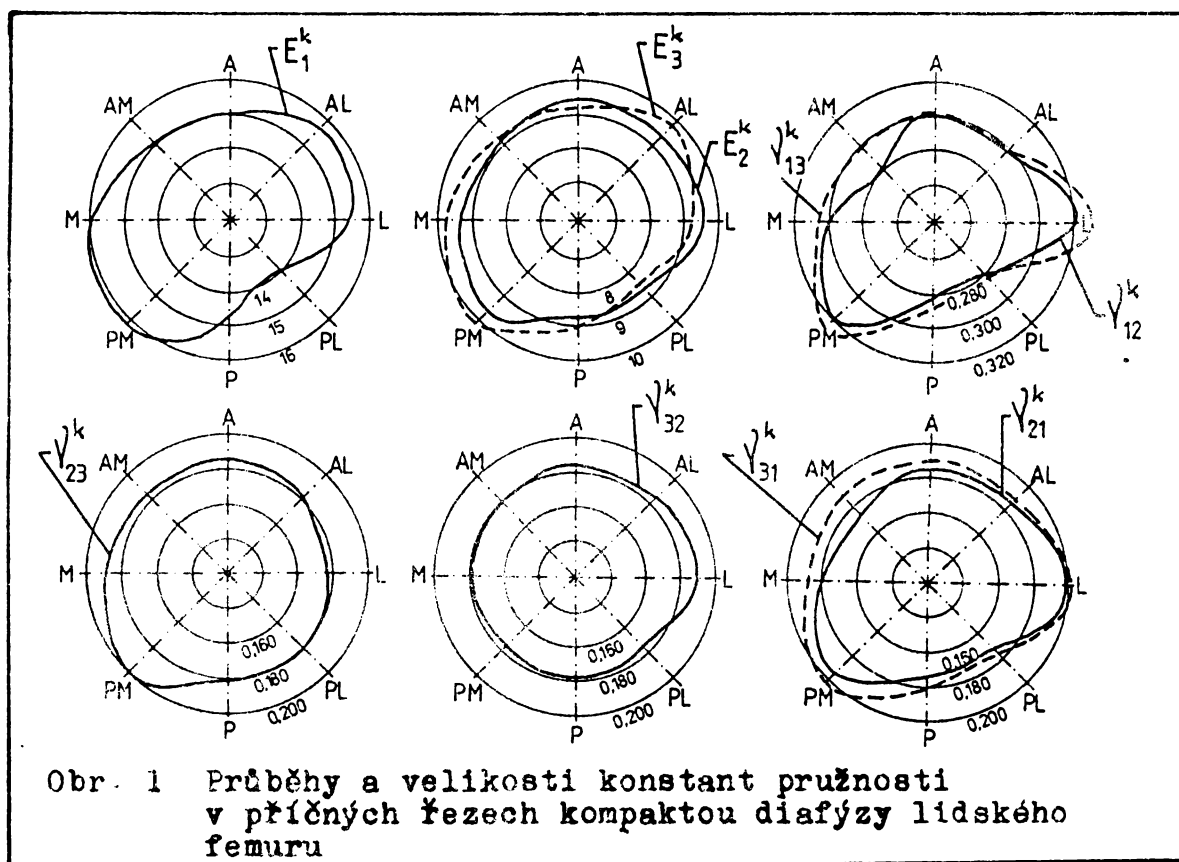


KOINCIDENCE HLAVNÍCH SMĚRŮ ANIZOTROPIE, STRUKTURY A DOMINANTNÍCH HLAVNÍCH NAPĚTÍ V KOMPAKTĚ FEMURU

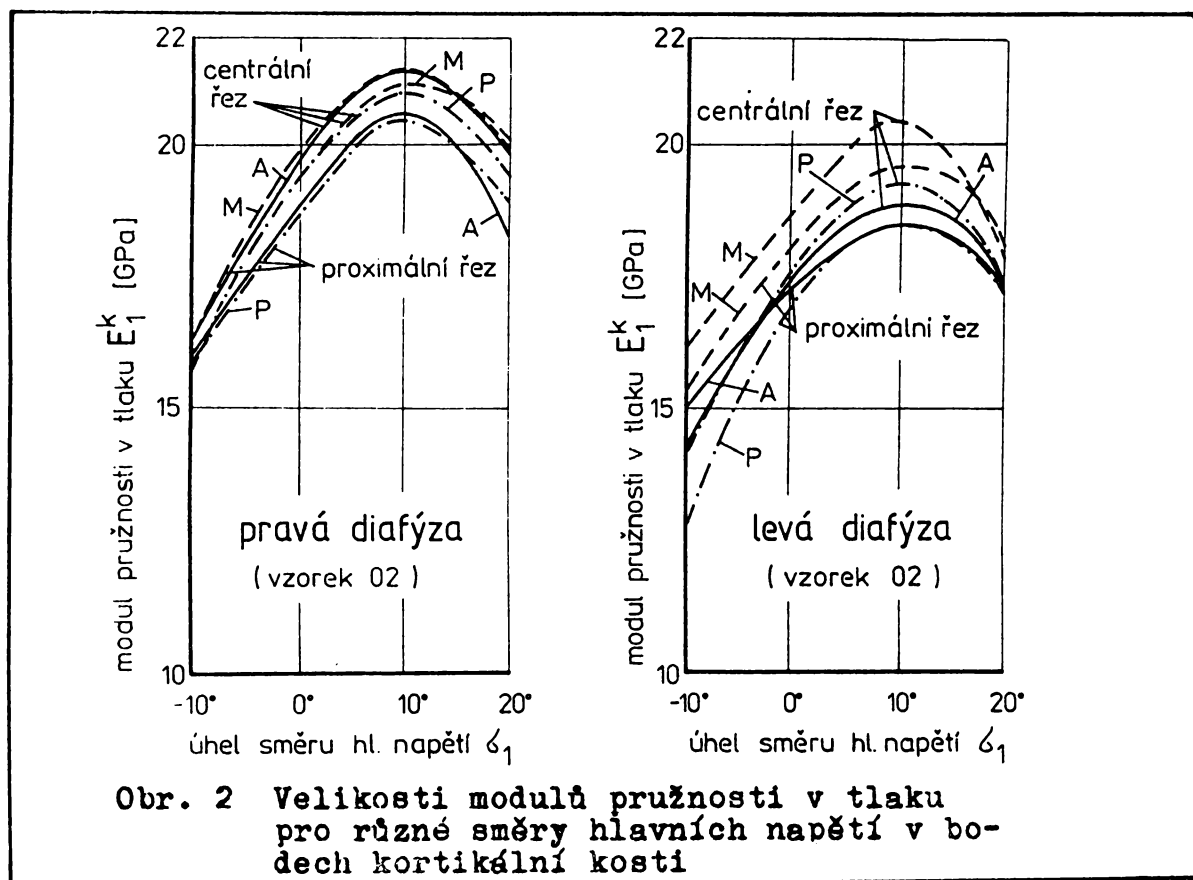
V současné době má v Československu zhruba 40 000 občanů implantovanou umělou kyčelní náhradu rigidního typu. Nejzávažnějším nedostatkem těchto endoprotéz je jejich časté uvolnění v dutině stehenní kosti a následný vznik unavového lomu. Příčin poruch je několik. V první řadě lze uvést skutečnost, že konstrukce soudobých rigidních náhrad vůbec nepřihlíží k elastickým vlastnostem kosti. Jejich ohybová tuhost je řádově větší než je ohybová tuhost kompakty. Rigidní náhrady nejsou schopné se adaptovat geometrické konfiguraci dřenového kanálu, jsou náchylné k biokorozi a charakteristické nebiokompatibilitou.

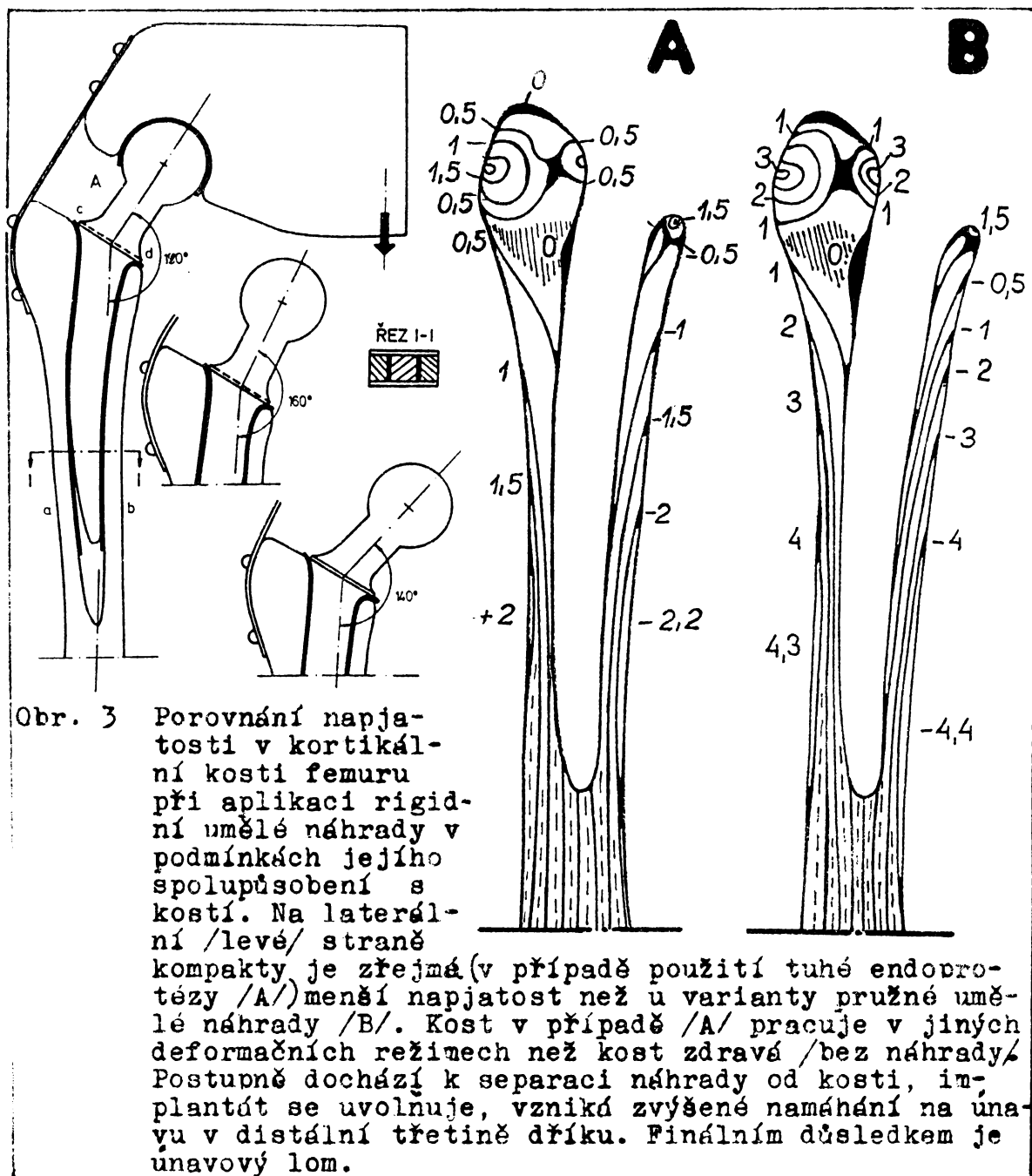
Náš experimentální výzkum byl v první části zaměřen na výzkum elastických vlastností kortikální kosti, za cílem zjistit rozložení konstant pružnosti ve střední části diafýzy femuru. Z mediální třetiny osmi lidských diafýz byly vyjmuty tři prstence kompakty a z nich vyřezány krychličky a kvádříčky o délce hran 5 až 7 mm. Na povrchové plošky tělísek byly přilepeny elektrické odporové snímače typu EA-XX-062TT-120 fy. Measurements Group, Inc. /VISHAY/. Poté byly měřeny potřebné deformace a z nich byly určeny moduly pružnosti v tlaku a Poissonovi součinitelé, obr.1. Fixace snímačů si vyžádala mimořádnou pečlivost. Dobře se osvědčil isopropyl-alkohol



umožňující kvalitní odmaštění povrchu vzorků, CONDITIONER-A /urychlující čištění/, dále M-Prep NEUTRALIZER 8.5 /urychlovač neutralizace biochemických reakcí/. K lepení snímačů bylo použito přípravku M-Bond 200. Pro některá měření se osvědčila krycí vrstva polyuretanu o tl. 0,1 mm zn. M-Coat. Celkem bylo proměřeno 160 vzorků. Pro stanovení hlavního směru anizotropie v daném /dříve zvoleném/ bodě kompakty byl element postupně obrušován /tak, aby se jeho "sytlé" hrany odchýlily od podélné osy femuru nejdříve o 8° - 12° a pro další měření ve sklonu o 12° - 20° .

Z provedených experimentálních měření byl učiněn přehled o průběhu konstant pružnosti /obr. 1/ v příčných řezech a největší hodnoty modulů pružnosti v tlaku /obr. 2/, resp. Poissonových součinitelů. Bylo prokázáno, že biologické vlastnosti kompakty střední třetiny diafýzy lidského femuru jsou charakteristické křivočarou /šroubovicovou/ anizotropií. Z provedených experimentů bylo zjištěno, že hlavní osa anizotropie kompakty /v daném jejím bodě/ je orientována ve směru tečny k prostorové křivce - strmé šroubovici. Průběh elastických vlastností je u pravého femuru orientován po levotočivé šroubovici, u levého femuru naopak. Úhel tečny ke strmé šroubovici /v daném bodě kortikální kosti/ s průmětem osy femuru do oskulační roviny /jdoucí uvažovaným bodem/ je 8 až 12° . Tato deviace je identická i s hlavním směrem materiálu /struktury/. V souhlase s výpočty bylo též dokázáno, že směry dominantních hlavních napětí jsou orientovány shodně s hlavními směry struktury kompakty. Poznamenáváme, že dominantní hlavní napětí není absolutně největší v daném bodě kortikální kosti, které však obecně v tomto bodě může vznik-



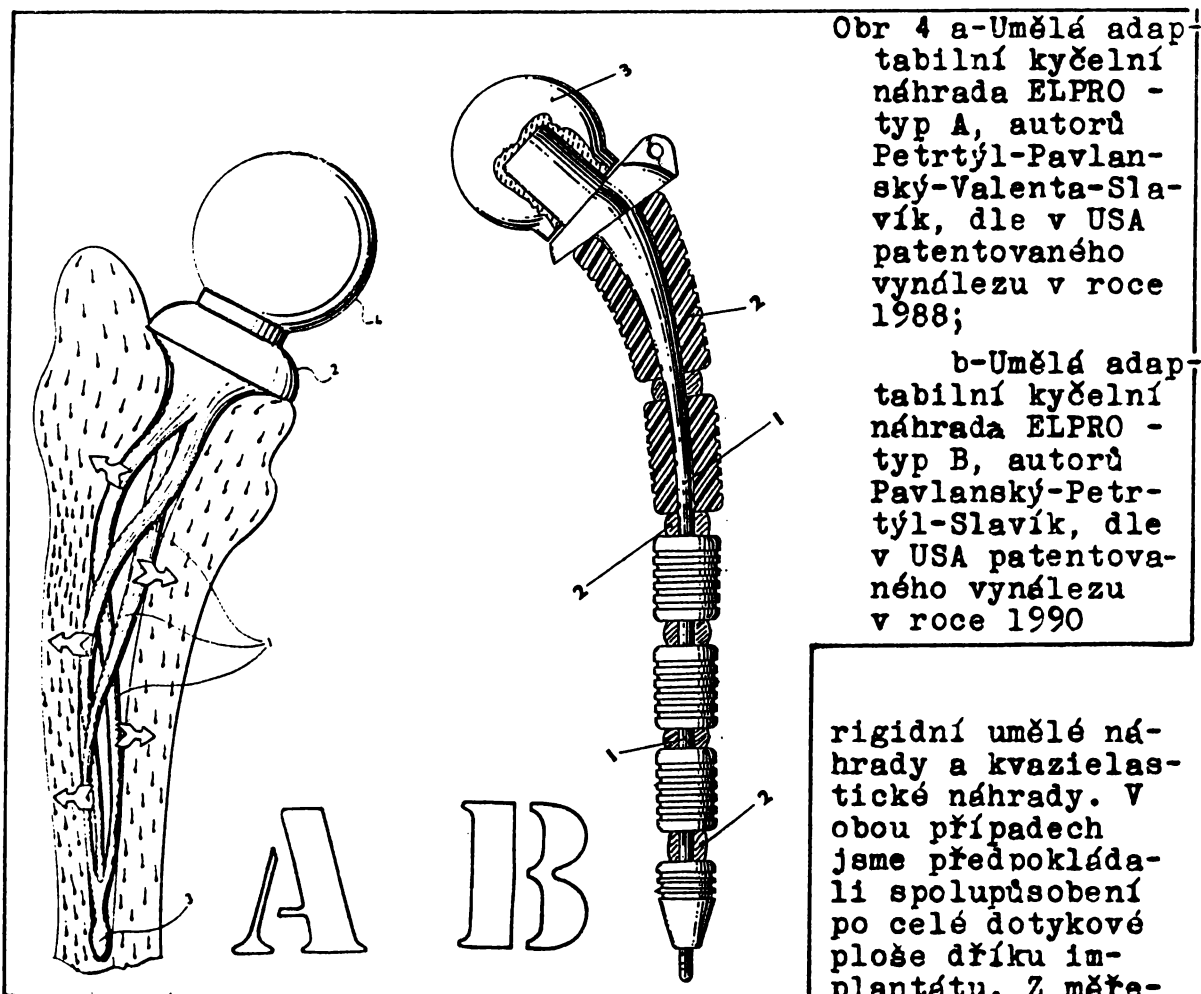


nout, ale že jde o nejfrekventovanější a současně relativně největší napětí.

Z uvedených měření a analýz lze zobecnit teorém o koincidenci hlavního směru anizotropie s hlavním směrem materiálu a se směrem dominantního hlavního napětí ve zvoleném bodě kompaktní kosti diafýzy femuru.

Z našich výzkumů se ukazuje, že nové implantáty by měly být elastické /kvazielastické/ a plně spolupůsobit /v ideálním případě/ s kortikální kostí. Jejich struktura by měla být taková, aby hlavní směry materiálu byly koincidentní s hlavními směry dominantních hlavních napětí.

Druhým sledovaným problémem bylo porovnání namáhání kosti /obr. 3/ při aplikaci elastické a rigidní umělé náhrady. Pomocí fotoelasticimetrie jsme porovnávali případ



ní zřetelně vyplynula menší napjatost v proximální části femuru při aplikaci tuhé endoprotézy, ve srovnání s elastic-kou náhradou. Tato skutečnost je velmi nepříznivá pro samot-nou náhradu a kost, která po implantaci pracuje v jiném /tj. malém/ deformačním režimu. Struktura kosti se v důsledku men-ších napětí přestavuje a postupně dochází k nespolečnému systému kost-implantát v horní polovině až dvou třetinách dřívku. Ten je lokálně namáhán a po několika letech dochází k typickému unavovému lomu. Dřík se obvykle v dolní třetině zlomí. V případě aplikace elastické umělé náhrady /obr.3 b/, mající ohybovou tuhost menší než je ohybová tuhost diafýzy femuru, je sice kost méně namáhána než kost zdravá, tedy v neporušeném stavu, leč výrazně více než v případě rigidní endoprotézy. Kost "pracuje" zhruba v přirozených deformač-ních režimech.

Z experimentálních měření lze učinit tyto nejdůleži-tější závěry pro návrhy nových kyčelních implantátů:

Ohybová tuhost implantátu spolupůsobícího s kompak-tou by měla být menší než je ohybová tuhost kompaktní kosti. Ohybovou tuhost lze velmi dobře řídit nejenom geometrickými parametry /obr.4 a, b/, ale i elastickými konstantami. Z to-hoto pohledu se jeví jako nejvýhodnější k o m p o z i t - n í materiál, u něhož můžeme vhodně řídit jak zmíněné elas-tické vlastnosti, tak i vysokou pevnost.

Doc. Ing. Miroslav Petrtýl, CSc. - fakulta stavební ČVUT,
katedra stavební mechaniky, Thákurova 7, Praha 6,
160 00