

UNIVERSITA KARLOVA PRAHA  
LÉKAŘSKÁ FAKULTA HRADEC KRÁLOVÉ

katedra chirurgie

DISERTAČNÍ PRÁCE

REKONSTRUKČNÍ VÝKONY V OBLASTI PÁTEŘE PŘI  
POUŽITÍ BIOKERAMICKÝCH MATERIÁLŮ.

Studie zaměřená na použití bioaktivní sklokeramiky v ošetření zlomenin  
v oblasti torakolumbární páteře

MUDr Richard LUKÁŠ

školitel: Doc. MUDr Karel Karpaš, CSc.

Liberec 2006

## Poděkování

V úvodu této práce bych rád poděkoval všem spolupracovníkům z týmu Traumacentra a spinální jednotky Krajské nemocnice Liberec za pomoc ve všech etapách doktorského studia.

Jsem též vděčný pracovnícům lékařské knihovny naší nemocnice za neocenitelnou pomoc při zajišťování odborné literatury a především za pečlivé a pracné uspořádání seznamu citací s ohledem na platné normy. Děkuji lékařům oddělení patologie, primáři MUDr Josefu Mikuláščíkovi a MUDr Antonínu Blümlovi, za zpracování materiálu získaného při revizní operaci páteře a za zhotovení vynikajících mikroskopických snímků.

Můj dík patří také doc. ing. Josefu Daďourkovi, CSc. z Technické univerzity Liberec za statistické zpracování dat a MUDr Marii Stejskalové z práci s rentgenovými snímky.

Velkou vděčností jsem povinován svému školiteli doc. MUDr Karlu Karpašovi, CSc. za metodické vedení při studiu a za pomoc při realizaci této dizertační práce.

Své rodině děkuji za podporu, zázemí a toleranci mé soustavné fyzické a nebo přinejmenším duševní nepřítomnosti.

## OBSAH:

1.	ÚVOD .....	1
2.	Z HISTORIE BIOKERAMIKY .....	2
3.	CÍL PRÁCE .....	5
4.	PRACOVNÍ HYPOTÉZA A OČEKÁVANÉ VÝSLEDKY .....	5
5.	TEORETICKÁ ČÁST .....	6
5.1.	STABILITA PÁTEŘE A POÚRAZOVÁ KYFÓZA .....	6
5.2.	KLASIFIKACE ZLOMENIN TORAKOLUMBÁLNÍ (T-L) PÁTEŘE .....	8
5.3.	INDIKACE K OPERAČNÍ LÉČBĚ.....	19
5.4.	METODY REKONSTRUCE PŘEDNÍHO SLOUPCE PÁTEŘE .....	20
5.4.1.	METODY PŘÍSTUPU .....	20
5.4.1.1.	PŘEDNÍ PŘÍSTUP .....	21
5.4.1.2.	ANTEROLATERÁLNÍ PŘÍSTUP.....	21
5.4.1.3.	ZADNÍ PŘÍSTUP S RESEKČÍ PEDIKLU .....	21
5.4.1.4.	ZADNÍ PŘÍSTUP TRANSPEDIKULÁRNÍ .....	23
5.4.2.	METODY VÝPLNĚ.....	27
5.4.2.1.	AUTOGENNÍ MATERIÁL.....	27
5.4.2.2.	ALOGENNÍ MATERIÁL .....	27
5.4.2.3.	SYNTETICKÝ MATERIÁL .....	28
5.5.	CHARAKTERISTIKA BIOAKTIVNÍ SKLOKERAMIKY.....	29
6.	METODIKA A MATERIÁL .....	33

6.1.	TECHNIKA IMPLANTACE BIOAKTIVNÍ SKLOKERAMIKY .....	33
6.2.	POUŽITÉ ZOBRAZOVACÍ METODY .....	45
6.3.	METODIKA SLEDOVÁNÍ A HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ.....	46
6.3.1.	HW A SW PODMÍNKY PRO MĚŘENÍ A ARCHIVACI.....	51
6.3.2.	METODY KLINICKÉHO HODNOCENÍ .....	52
6.3.3.	METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ.....	54
6.4.	VLASTNÍ SOUBOR PACIENTŮ .....	55
6.5.	KOMPLIKACE .....	58
7.	VÝSLEDKY .....	63
7.1.	MORFOLOGICKÉ VÝSLEDKY .....	63
7.2.	KLINICKÉ VÝSLEDKY .....	78
7.3.	SOUHRN VÝSLEDKŮ .....	81
8.	DISKUZE.....	82
9.	ROLE BIOAKTIVNÍ SKLOKERAMIKY V OŠETŘENÍ ZLOMENIN T-L PÁTEŘE.....	92
10.	ZÁVĚR .....	94
10.1.	ZHODNOCENÍ MORFOLOGICKÝCH A KLINICKÝCH VÝSLEDKŮ.....	94
10.2.	VYPRACOVÁNÍ TECHNOLOGIE APLIKACE TOHOTO MATERIÁLU PŘI OŠETŘENÍ ZLOMENIN OBRATLOVÝCH TĚL .....	95
10.3.	URČENÍ PODÍLU POÚRAZOVÉ DEGENERACE MEZIOBRATLOVÉ PLOTÉNKY NA ZTRÁTĚ KOREKCE.....	95
11.	ABSTRAKT .....	97
12.	SUMMARY .....	99
13.	ZKRATKY A AKRONYMA.....	101

<b>14.</b>	<b>POUŽITÁ LITERATURA.....</b>	<b>102</b>
<b>15.</b>	<b>LITERATURA AUTORA .....</b>	<b>121</b>

## 1. ÚVOD

V posledních 25ti letech došlo k podstatným změnám v koncepci léčby onemocnění a úrazů páteře. Výrazně byla rozšířena operační léčba tam, kde se očekává nestabilita páteře a narušení jejího fyziologického tvaru, při abnormalitách vrozených i získaných a samozřejmě též v případě úrazů. Tento vývoj je podmíněn pokrokem v zobrazovacích technologiích, detailnějším pochopením biomechaniky páteře a patofyziologie jejích poškození. Velký podíl má též vývoj v technologické vyspělosti instrumentů a implantátů a rozhodně také v technologii náhrad kostní tkáně.

Defekty kostní tkáně v oblasti páteře, které podle současných poznatků vyžadují výplň (rekonstrukci) odpovídajícím hodnotným materiálem různého původu, vznikají nejčastěji v oblasti obratlového těla. Mechanismus jejich vzniku odpovídá přenosu nadměrné kompresní síly působící na obratlové tělo, typicky při násilné prudké flexi páteře. Tyto defekty jsou tedy kauzálně spojeny se zlomeninami páteře.

Poranění páteře představuje asi 3% všech úrazů a u 10% poranění páteře se vyskytuje poranění míchy. Ostatní tupá poranění jsou sdružena se zlomeninou torakolumbární páteře v 6,3%. Z celkového počtu zlomenin páteře je v hrudním a bederním úseku lokalizováno 75% (37). Epidemiologie těchto úrazů ukazuje, že poranění jsou lidé mladší věkové vrstvy (v našem souboru 844 pacientů léčených operačně od roku 1993 je věkový průměr 39 let). To podtrhuje společenské a ekonomické důsledky, které jsou spojeny s těmito poraněními a s výsledky jejich léčby.

Při současném stavu poznání biomechanických aspektů zlomenin torakolumbární páteře je zapotřebí kriticky zhodnotit dosavadní postupy a jejich výsledky, kriticky zhodnotit indikační kritéria pro užití jednotlivých léčebných (operačních) přístupů a uvést je do souladu s pokrokem v zobrazovacích metodách a v technikách operačního přístupu a stabilizace.

K tomu poslouží mimo jiné studium morfologických a klinických výsledků pacientů, kteří byli ošetřeni s využitím bioaktivní sklokeramiky při operační léčbě nestabilních zlomenin torakolumbární páteře.

## 2. Z HISTORIE BIOKERAMIKY

V průběhu posledních padesáti let se odehrává „revoluce“ v užití keramiky pro zlepšení kvality lidského života. Touto revolucí je vývoj keramiky speciálně vytvořené pro rekonstrukci nemocných, zničených nebo „opotřebených“ tkání lidského těla. Takto užívaná keramika se nazývá *biokeramika* (34).

První klinicky užitý materiál tohoto druhu byl vyvinut týmem profesora Larry L. Hencha na Floridské universitě, který v roce 1969 objevil, že určitý druh silikátových skelných kompozitů se váže s kostí. Tento materiál byl nazván *bioaktivní sklo*. Tato klíčová výzkumná práce v podstatě zavedla pojem *bioaktivity* a otevřela vědecké pole bioaktivní sklokeramiky. První kompozit bioaktivního skla byl nazván 45S5 Bioglass®, který byl následně užíván v mnoha dentálních a ortopedických aplikacích.

Za pokrok v poznacích o vazbě bioaktivní sklokeramiky na kost a měkké tkáně vděčíme výzkumníkům, které byly v osmdesátých letech 20. století prováděny v Japonsku (46,47,48,90,141). V roce 1983 provedl profesor Takao Yamamuro na Kyotské Universitě první náhradu obratlového těla s užitím apatit/wollastonite (A/W) keramické protézy u 50ti-leté ženy s metastázou karcinomu prsu v 10. hrudním obratli (140). Následně byl tento materiál užit v 70 dalších případech v letech 1983 – 1990 u pacientů ve věku mezi 22 a 79 lety. Výkony byly indikovány pro metastatické onemocnění, pro zlomeniny, pro spondylolýzy a spondylolistézy či herniace disku.

Profesor Hench v oboru náhrad kostní tkáně pracoval až do roku 2005. Vedl výzkumné týmy jak na Floridské universitě, tak na Imperial College v Londýně. Práce těchto týmů přinesla objev bioaktivního sol/gel derivovaného skla, anti-mikrobiálního skla, vznikly bioaktivní komposity a 3D porézní skelet pro aplikaci ve tkáňovém inženýrství. Podstatu funkce bioaktivního skla popsal profesor Hench a jeho spolupracovníci v posledním roce. Podle nich se ukazuje, že sklo se pomalu rozpouští a vzniklé produkty, jako rozpustný křemík a rozpustný vápník, aktivují 6 skupin genů ve zralých kostních buňkách. Tyto buňky nejen expandují co do počtu, ale také tvoří kolagen a jiné bílkoviny extracelulární matrix, které mineralizují a tvoří novou kost.

Historie bioaktivní sklokeramiky tedy sahá od konce šedesátých let, kdy se věřilo, že tyto materiály budou obkloповány v lidském těle vazivovou tkání, přes léta osmdesátá, kdy bylo akceptováno, že bioaktivní materiál vytváří přímé spojení s kostí, po začátek nového tisíciletí, kdy zjišťujeme, že tyto kompozity působí na genetické úrovni (33).

Historie užití bioaktivní sklokeramiky v naší zemi je spjata se jménem ing. Zdeňka Strnada, CSc., který zahájil vývoj těchto materiálů ve Výzkumném ústavu průmyslového skla v Teplicích. Zde byla vyvinuta bioaktivní sklokeramika s předpokládanou povrchovou aktivitou při implantaci do organismu. Nesla označení BAS-0 (BioAktivní Sklokeramika - 0. verze).

Klinické zkoušky byly prováděny ve spolupráci s Ortopedickou klinikou LFUK v Hradci Králové (doc. MUDr Karel Urban, CSc.) a s Laboratoří patofyziologie kostní tkáně při I. ortopedické klinice Masarykovy Univerzity v Brně (MUDr D. Spohrová, CSc.). Tito výzkumníci porovnávali výše uvedený materiál s inertní keramikou MACOR firmy Corning. V případě inertního materiálu byl mikroskopicky prokázán ve všech případech vazivový lem, v případě bioaktivní keramiky nebyla vazivová vrstva prokázána ani elektronovým mikroskopem. Inertní materiál bylo možné z kostního lůžka vyjmout bez násilí, bioaktivní materiál byl pevně spojen s kostí (121). Práce uvedeného výzkumného týmu byly podkladem pro následné klinické užití v našich podmínkách. Práce na toto téma v oblasti ortopedie publikoval především doc. MUDr K. Urban, CSc. se svými spolupracovníky (109, 110, 117, 118, 119, 120, 122).

Jeden z prvních článků zabývajících se užitím BAS-0 ve stomatologii publikoval V. Pávek se spoluautory ve spolupráci s Laboratoří skla a keramiky (LASAK s.r.o) (95).

Využití bioaktivní sklokeramiky ve formě granulí s názvem BAS-0 používá při rekonstrukcích páteře naše pracoviště od roku 1994. Studii podobné metody publikoval J. Štulík a spol. v roce 2002 (111). Použití bloků vytvořených z tohoto materiálu k náhradě meziobratlové ploténky při léčbě degenerativních onemocnění páteře popsal M. Filip z neurochirurgické kliniky FN Ostrava Poruba (27).

V současné době je v popředí aktivit v oblasti bioaktivní sklokeramiky firma LASAK v čele s doc. Ing. Z. Strnadem CSc. a ing. J. Strnadem, PhD. Hlavním



polem působnosti této firmy jsou implantáty pro užití ve stomatologii, ostatní aplikace včetně implantací do páteře jsou v menšině.

Užití bioaktivní sklokeramiky při rekonstrukci kostních defektů v oblasti páteře je nyní poněkud ve stínu novějších technologií, jako je spinální artroplastika a užití kovových, často distrahovatelných, „klecí“ a kostních cementů.

Zhodnocení výsledků užití BAS-0 v ošetření zlomenin páteře by mělo napomoci v orientaci o roli bioaktivní sklokeramiky v rekonstrukčních výkonech na páteři v současnosti.

### 3. CÍL PRÁCE

Cílem mé práce je zjištění dlouhodobých morfologických a klinických výsledků po operačním ošetření zranění torakolumbární páteře, při kterém byla bioaktivní sklokeramika použita ve formě granulí k výplni defektu těla zlomeného obratle.

V té souvislosti zejména:

1. zhodnocení morfologických a klinických výsledků a vypracování indikace pro aplikaci bioaktivní sklokeramiky při ošetření zlomenin obratlových těl torakolumbární páteře.
2. vypracování přesné technologie aplikace tohoto materiálu při ošetření zlomenin obratlových těl.
3. přesným měřením založeným na počítačové analýze zhodnotit podíl pouhrazové degenerace meziobratlové ploténky na ztrátě korekce.

Tato disertační práce by měla dále napomoci zpřesnit kritéria tzv. „Load Sharing Classification“ (83) a případně posunout její indikační rozhraní ve prospěch zadního, tedy méně invazivního přístupu.

### 4. PRACOVNÍ HYPOTÉZA A OČEKÁVANÉ VÝSLEDKY

- a) anatomická repozice a transpedikulární výplň obratlového těla bioaktivní sklokeramikou dává ve spojení s vnitřním úhlově stabilním pedikulárním fixátérem poraněnému úseku torakolumbární páteře dostatečný čas pro vhojení náhrady kostní tkáně a pro mechanicky pevnou konsolidaci kompresní zlomeniny obratlového těla
- b) je možné předpokládat, že po vyjmutí vnitřního fixátoru nedojde k druhotnému kolapsu zraněného obratlového těla, které bylo vyplněno materiálem BAS-0.

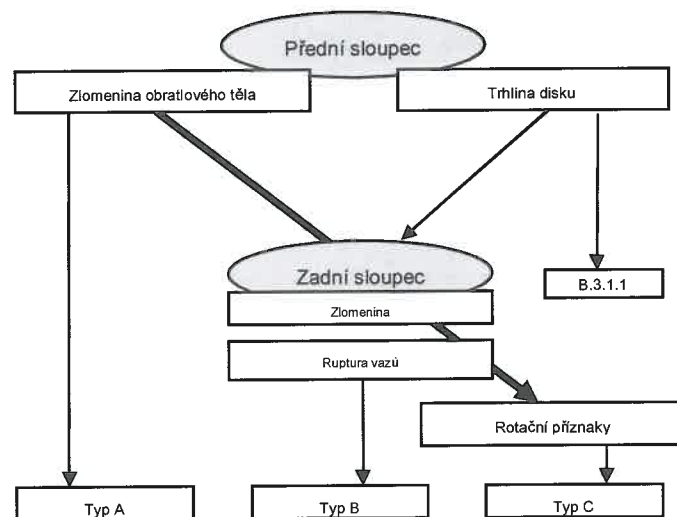
## 5. TEORETICKÁ ČÁST

### 5.1. STABILITA PÁTEŘE A POÚRAZOVÁ KYFÓZA

Přenos tlakových sil v páteři je zajištěn především obratlovými těly a disky, pohyb mezi jednotlivými těly umožňují disky a intervertebrální klouby. Disky samy o sobě umožňují flexi ve všech směrech, dále malý pohyb ve smyslu rotace a translace. Současně tento pohyb spolu s vazivovými strukturami limitují. Tvar kloubních ploch a vazivový aparát plní navzájem zdánlivě protichůdné funkce. Udržují integritu páteře jako funkčního celku a přispívají k její stabilitě, současně dovolují vzájemný pohyb jednotlivých obratlů proti sobě, tedy takovou mobilitu páteře, která nepoškozuje nervové struktury (6).

Teorie stability páteře se snaží vysvětlit, jak se jednotlivé páteřní struktury při zatížení chovají a jakým způsobem se na stabilitě podílejí. Stabilita páteře byla definována jako „schopnost zachovat vzájemné vztahy mezi obratli tak, aby při fyziologickém zatížení nebyly ohroženy nervové struktury uložené v páteři“ (134). Na této definici je založeno hodnocení stability zlomeniny a způsob terapie. Zlomenina je považována za stabilní, když je schopna odolávat fyziologickým tlakovým, tahovým a rotačním silám působícím na dorzální struktury, i silám rotačním. To znamená, že je schopna ve vzpřímené poloze chránit nervové tkáně v páteřním kanále a bránit progredující deformaci (135). Zlomenina páteře často způsobuje závažnou akutní nestabilitu.

Důležitým pojmem je zbytková stabilita zlomeniny. Základem pro pochopení tohoto pojmu je teorie sloupců. Třísloupcový model stability páteře, který navrhl Denis pro torakolumbární zlomeniny (23), je použitelný pro celou páteř (24). Posouzení zbytkové stability zlomeniny je rozhodující pro volbu její léčby. Základní orientaci v této otázce poskytuje algoritmus určení typu poranění a jeho závažnosti (obr. 1 ) podle Magerla a kol. (76).



Obr. 1 : Algoritmus určení typu poranění a jeho závažnosti (volně dle Magerla)

Chronická nestabilita je naopak proces, který je pomalý, vyvíjí se postupně a po delší době může vyvolat výraznou deformaci. Většinou vzniká výrazná segmentární kyfóza, která může mít za následek i neurologické poškození.

Tyto poznatky mají posloužit určení způsobu ošetření a zajištění prevence potraumatické deformace. Defekty obratlových těl jsou významné z hlediska vývoje potraumatické kyfotizace. Je zapotřebí mít na paměti fyziologické poměry v oblasti torakolumbární páteře. V oblasti hrudní páteře normální kyfotizace spadá do intervalu 15 – 40 stupňů, oblast torakolumbárního přechodu je neutrální a lumbální páteř již je zakřivena lordoticky (45). Abnormální kyfotizace nastává při porušení buď zadních elementů (distrakce) nebo obratlového těla (komprese), případně obou. S narůstající kyfotizací se posunuje těžiště vpřed a deformující síla se zvětšuje (135).

Je respektován názor, že kyfotizace v lumbální páteři, která je větší než 30 stupňů, je obvykle symptomatická (54). Progresivní poúrazová kyfotizace je nejčastěji důsledkem nestabilních tříštivých zlomenin („burst fractures“). Větší tendenci ke kyfotizaci mají zlomeniny obratlů hrudních.

K potraumatické kyfotizaci vede velké množství faktorů, mezi něž patří například konservativní léčba nestabilních poranění (40, 101). Literární

prameny uvádějí incidenci bolesti vznikající v takových případech mezi 40% a 90% (77, 91, 101, 126, 129, 130). Dalším faktorem vedoucím k vývoji potraumatické deformity jsou chyby v chirurgickém ošetření. Nedostatečný rozsah stabilizace, nesprávné zavedení implantátů a podcenění rozsahu defektu v předním sloupci páteře jsou nejčastějšími z nich.

Potraumatická kyfotizace se klinicky projevuje mechanicky a neurologicky. Mechanické projevy zahrnují bolest, únavnost a progresi deformity. Neurologické projevy zahrnují progresi deficitu vyvolaného kompresí míchy. Bolest zad je prakticky nejčastějším projevem. Obvykle je lokalizována do apexu deformity. Ohýbání, zvedání předmětů, otáčení a dlouhodobé stání zvětšuje její intenzitu. Poloha vleže ve většině případů přináší úlevu. S torakolumbární poúrazovou kyfotizací je v některých případech spojena bolest zasahující do hýždí (77). Zdrojem těchto bolestí je segmentární instabilita, abnormální napětí měkkých tkání, zejména zadních vazivových struktur, únava svalové skupiny páteřních extensorů a také potraumatické degenerativní změny v kloubech a ploténkách. Bolest může také způsobovat kompenzatorní hyperlordóza kaudálně od kyfotického úseku.

Vývoj nového neurologického deficitu, který je vyvolán potraumatickou kyfotizací, je indikací k chirurgické dekompresi, dekyfotizaci a stabilizaci (13, 100). Příčiny zhoršení neurologického stavu zahrnují ischemizaci tlakem na přední plochu míchy (70) a peridurální fibrózu způsobenou lokální instabilitou (77).

## 5.2. KLASIFIKACE ZLOMENIN TORAKOLUMBÁLNÍ (T-L) PÁTEŘE

Klasifikace je zásadním přínosem pro pochopení vlastností zlomeniny a prognózy jejího hojení a současně i vodítkem pro volbu způsobu ošetření. První etapu vývoje klasifikací zlomenin hrudní a bederní páteře utvářela konzervativní terapie. Mezi nejčasnější patří klasifikace popsána v roce

1931 Watson-Jonesem (128). Byla primárně zaměřená na diagnózu a ošetření flekčních poranění. Böhler v roce 1933 považoval za hlavní příčinu vzniku zlomeniny kompresi (12). Kompresní zlomeniny pak dělí na další podtypy. Nevytvořil ale klasifikaci v pravém slova smyslu. Nicoll ve své práci publikované v roce 1949 (91) již rozlišoval 4 základní typy zlomenin T-L páteře a navíc zavedl pojem stabilní a nestabilní zlomeniny, ovšem jen z hlediska funkční léčby.

Druhou etapu otevírají práce Holdsworthovy z roku 1963 (35) a 1970 (36), které již rozlišují stabilní a nestabilní zlomeninu z hlediska konzervativní a operační léčby. Holdsworth zavedl pojem přední a zadní sloupec a na jeho základě i novou terminologii, která je používána dodnes. V roce 1975 navrhl Louis (71) svou vlastní, poněkud odlišnou teorii, která je platná pro celou páteř a podle které je možno z hlediska axiální stability rozdělit páteř na 3 sloupce, které tvoří rovnoramenný trojúhelník: sloupec těl a 2 sloupce kloubních výběžků. Tato teorie dobře vysvětluje stabilitu páteře za normálních podmínek, ale nestala se základem žádné z klasifikací.

Závěr této etapy je reprezentován prací Whitesidesovou publikovanou v roce 1977 (136). Autor vychází z Holdsworthovy koncepce, ve které obratlová těla tvoří kompresní systém a zadní ligamentózní komplex představuje systém tahový. Rozlišuje tedy:

- 1) kompresní zlomeninu,
- 2) stabilní tříštivou zlomeninu,
- 3) střížně rotační zlomeninu,
- 4) nestabilní tříštivou zlomeninu,
- 5) flexně distrakční zlomeninu,
- 6) luxaci bez zlomeniny,
- 7) extenzní poranění.

Z koncepce tohoto autora vyplývá, že stabilita páteře spočívá v odolnosti proti tlakovým silám působícím ventrálně a tahovým silám působícím dorsálně. Z klinického hlediska se stabilní zlomenina hojí bez progresse kyfózy a bez poškození nervových struktur. Jako stabilní tedy v uvedeném

seznamu označuje jen zlomeninu kompresní a zlomeninu "stabilní tříštivou".

Pro tvorbu detailnějších a praktičtějších klasifikačních systémů byl rozhodující přínos počítačové tomografie (CT) (114). S ním začíná třetí etapa vývoje klasifikací zlomenin torakolumbární páteře. Otevřela ji publikace Denisova (23) a práce McAfeeho (82). Práce, které publikovali Denis a McAfee, vycházejí z teorie tří sloupců, která je založena na biomechanické studii Nagela a kol. (89), kteří při testech na kadaverózních obratlech horní části bederní páteře zjistili, že "dislokace při progresivním poškození zadních elementů se za fyziologického zatížení nemění, dokud nenastane disrupce anulus fibrosus". Podle třísloupcové koncepce je přední sloupec vytvořen přední částí obratlového těla, přední částí anulus fibrosus a předním podélným vazem. Střední sloupec zahrnuje zadní podélný vaz, zadní plochu obratlového těla a zadní část anulus fibrosus. Pedikly, oblouky, příčné, kloubní a trnové výběžky spolu s vazivovými strukturami tvoří sloupec zadní. Proti teorii dvou sloupců umožnila tato koncepce přesnější popis jednotlivých typů fraktur (6). Na základě této teorie Denis retrospektivně revidoval přes 400 zlomenin (23) a vytvořil poměrně složitou souhrnnou klasifikaci. Za stabilní považuje pouze kompresní zlomeniny bez poranění zadního sloupce. Dále rozlišuje 3 typy nestability. Jednak nestabilitu I. stupně, mechanickou, kde střední sloupec působí jako hypomochlion a vzniká výrazná kyfotizace při poškození zadních struktur. Dále nestabilitu II. stupně, neurologickou, vznikající u tříštivých zlomenin středního sloupce jehož fragmenty mohou atakovat nervové struktury v páteřním kanále a nakonec nestabilitu III. stupně, mechanickou a neurologickou, typickou pro luxační a výrazně tříštivé zlomeniny.

McAfeeho klasifikace je proti Denisově jednodušší (82). Klade hlavní důraz na střední sloupec. Je-li tato struktura intaktní, léčba je převážně konservativní. Rozlišuje 6 typů zlomenin:

- 1) klínovitá kompresní zlomenina,
- 2) stabilní tříštivá zlomenina,

- 3) nestabilní tříštivá zlomenina,
- 4) Chanceho zlomenina,
- 5) flexně distrakční poranění,
- 6) translační poranění.

Klínovitá zlomenina podle McAfeeho rovněž nebývá spojena s neurologickým postižením, izolovaně je poraněn přední sloupec. Při stabilní tříštivé zlomenině je kompresí poraněn přední a střední sloupec, zadní sloupec je intaktní. Zde jsou neurální léze také málo časté. Pokud jsou ale struktury zadního sloupce poraněny (kompresí, laterální flexí nebo rotací), vzniká nestabilní tříštivá zlomenina, při které může dojít k potraumatické kyfotizaci a progresi neurologického postižení. Chanceho zlomenina je avulzní horizontální poranění, kde osa násilného pohybu leží před předním podélným vazem. Jde tedy o flekční poranění bez komprese. Nebývá provázeno neurologickou lézí (17). Flekčně distrakční poranění vzniká podobným mechanismem, ale osa otáčení je dorsálně od předního podélného vazy. Zde tedy vzniká komprese v předním sloupci a distrakce ve sloupci středním a zadním. Následkem toho dochází k subluxaci nebo luxaci kloubních výběžků, je přetrženo ligamentum flavum, interspinosum a supraspinosum. Tato poranění jsou výrazně nestabilní a bývají provázena neurální lézí. Translační poranění porušuje osu páteřního kanálu dislokací struktur v transverzální rovině. Neurální léze, které toto zranění provázejí, bývají velmi časté a těžké.

Magerl ve své klasifikaci publikované v roce 1985 (75) vychází rovněž z třísloupcového konceptu. Za určující považuje poranění středního sloupce a polohu osy rotace páteře. Tato klasifikace je rozhodně hodná pozornosti, protože významně přispívá k pochopení charakteru a rozsahu poškození jednotlivých struktur páteře. Velmi podrobný popis této klasifikace uvádí v české literatuře Bartoníček (6).

Spolu s Harmsem pak Magerl v roce 1987 (32) modifikovali tuto klasifikaci tak, že vzniklo těchto 9 hlavních skupin:

- 1) flekčně kompresní poranění,



- 2) flekčně distrakční poranění,
- 3) laterální flekčně distrakční poranění,
- 4) rotační poranění,
- 5) hyperextenčně střížné poranění,
- 6) luxace,
- 7) zlomeniny příčných výběžků,
- 8) zlomeniny spinózních výběžků,
- 9) otevřená poranění.

Tyto skupiny je možné dále dělit na patomorfologické podskupiny na základě třísloupcové teorie Denise a McAfeeho. Autoři na základě studia jednoho sta klinických případů došli k závěru, že jejich klasifikaci je možno užívat s 90% přesností bez počítačové tomografie a s vysokou přesností určovat reziduální stabilitu a prognózu.

Magerlova klasifikace určuje způsob ošetření tak, že vychází ze zbytkové stability páteře. Z toho podle této klasifikace vyplývá, že kompresní poranění mají být stabilizována v distrakci a distrakční v kompresi. Nevýhodou této klasifikace je ale fakt, že tento postulát není možné uplatnit vždy. Například není možné stabilizovat flekčně distrakční poranění v kompresi, pokud došlo ke zlomenině ve středním sloupci a stabilizaci v distrakci je možné provést tehdy, kdy zůstala zachována distrakční stabilita páteře (6).

Ve snaze vytvořit jednoduchý klasifikační systém jako protiváhu poměrně složitěho Magerlova konceptu navrhl Wolter v roce 1985 svou vlastní klasifikaci (138, 139). Tato klasifikace dělí poranění na 4 typy:

- 1) Typ A = zlomenina přední části obratlového těla,
- 2) Typ B = zlomenina zadní hrany (stěny) obratlového těla,
- 3) Typ C = zlomenina pediklů a oblouků,
- 4) Typ D = diskoligamentozní poranění.

Jako nový aspekt Wolter zavádí klasifikaci zúžení páteřního kanálu:

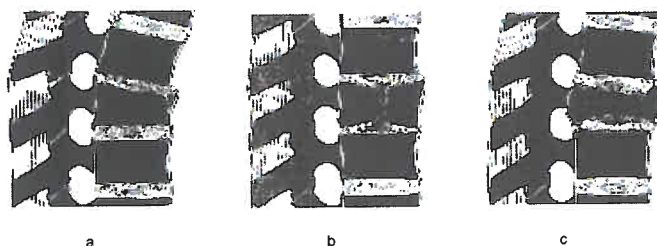
- 1) 0 = bez zúžení,
- 2) 1 = zúžení o 1/3,
- 3) 2 = zúžení o 2/3,
- 4) 3 = úplné „zavalení“ páteřního kanálu.

Poranění je popisováno výčtem zjištěných škod: stabilní kompresní zlomenina = typ A, nestabilní kompresní zlomenina = typ AB, zlomenina flekčně distrakční = typ ABC. Velmi orientačně je možné pak z těchto údajů odvodit zbytkovou stabilitu.

Nevýhodou původní Magerlovy klasifikace je to, že postrádá schopnost vyjádřit se k závažnosti poranění páteře. To při jejích jinak vysokých kvalitách vedlo k tomu, že vznikly snahy o její modifikaci v tomto smyslu. Tato modifikace byla navržena specialisty z několika významných odborných společností, jejichž členové byli pověřeni vytvořením pracovní skupiny, která by měla zhodnotit současné klasifikace a doporučit patřičnou modifikaci té, která se bude jevit jako nejvhodnější. Tato skupina byla vytvořena členy The Scoliosis Research Society, The International Society for the Study of the Lumbar Spine, The Cervical Spine Research Society, The North American Spine Society a The Orthopedic Trauma Association.

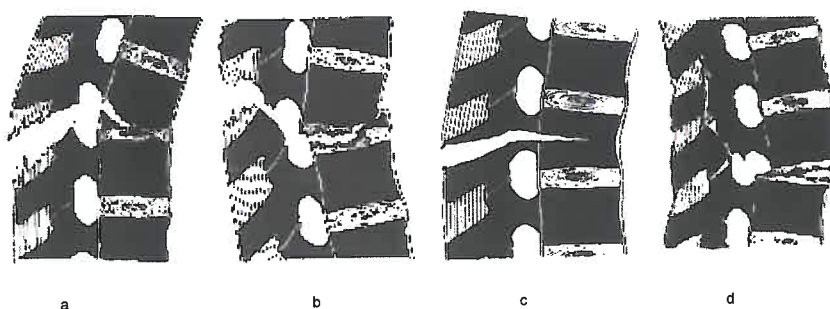
Její přičiněním vznikla nová klasifikace založená na původní práci Magerlově. Nese název "Comprehensive classification of thoracolumbar fractures" (76). Tato klasifikace byla vytvořena na základě analýzy 1445 zlomenin. Vychází jen z dvou sloupců - předního a zadního - a rozděluje zlomeniny do tří kategorií. Dalším dělením pak dochází popisu 55 jednotlivých forem poranění hrudní a bederní páteře. Základní typy jsou označeny písmeny A, B a C:

- 1) kompresní poranění postihující především obratlové tělo. Jsou způsobena axiální kompresí a jsou spojena se ztrátou výšky obratlového těla. Podskupiny tohoto typu jsou klínovité komprese (podskupina 1) rozlomení (podskupina 2) a zlomeniny tříštivé postihující celé tělo (podskupina 3) (obr.2 a,b,c).



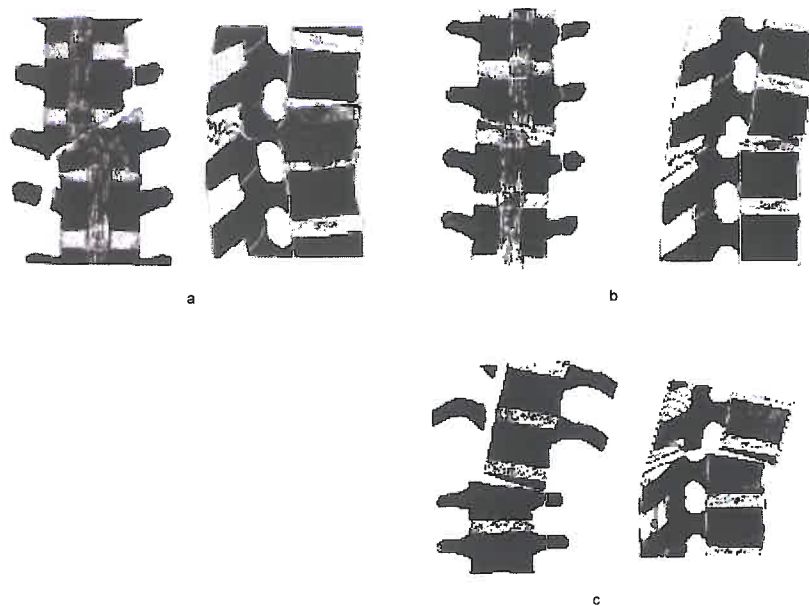
Obr. 2 : a) klínovitá komprese (A.1.2), b) rozlomení ve frontální rovině (“coronal split“) (A.2.2), c) tříštivá zlomenina postihující celé obratlové tělo (“complete burst“) (A.3.3) (volně dle Magerla)

2) Poranění distrakční postihující přední i zadní elementy. Vede v zadním sloupci buď k roztržení měkkých tkání (podskupina 1) (obr.3 a), nebo k porušení oblouku (podskupina 2) (obr.3 b). V předním sloupci vede k porušení disku. Do podskupiny distrakčních poranění patří tzv. příčná dvousloupcová zlomenina, která je prakticky shodná s Chanceho zlomeninou (obr.3 c). Distrakce v předním sloupci vede ke zcela jinému druhu poranění. Pokud zraňující síla působí ve směru odzadu dopředu, pak může zranění nabýt podoby subluxe. V případě, že distrakce v zadních elementech je doprovázena významným tlakem axiálním, pak se v předním sloupci objevují zranění podobná zlomeninám typu A. Distrakční poranění v předním sloupci většinou prochází diskem a v zadním sloupci způsobuje buď porušení oblouku nebo vazivových struktur (obr. 3 d).



Obr. 3 : a) distrakční poranění s postižením zadních vazivových elementů (B.1.1), b) distrakční poranění s postižením oblouku (B.2.2), c) příčná dvousloupcová zlomenina (B.2.1), d) distrakční poranění s postižením disku a současným porušením zadního sloupce (hyperextension spondylolysis) (B.3.2) (volně dle Magerla)

3) Zranění, která postihují přední i zadní elementy obvyklým způsobem se současnou translací. Jsou též popisována jako “zranění multidirekcionální s translací”. Jde o nejnestabilnější typ poškození. Opět se dělí na 3 podskupiny: zlomeniny typu A s rotací (podskupina 1) (obr.4 a), zlomenina typu B s rotací (podskupina 2) (obr.4 b), rotační střížné zlomeniny, také „slice fractures“ (podskupina 3) (obr.4 c).



Obr. 4 : a) úplná tříštivá zlomenina typu A s rotací (C.1.3), b) poranění typu B + rotační flekční subluxace (C.2.1), c) poranění typu C - rotační střížná zlomenina (C.3.1) (volně dle Magerla)

Významnou vlastností této klasifikace je to, že obsahuje informaci o závažnosti zranění, tedy o tom, jak nestabilní poranění máme před sebou (30). Slouží k tomu jednoduchý algoritmus ilustrovaný výše uvedeným schématem (obr. 1 ). Je správné mít na paměti, že tuto klasifikaci, která pracuje s detailním popisem poškození vazivového aparátu, je možné úplně využít jen při úplném grafickém zobrazení zlomeniny, tedy včetně magnetické rezonance (68). Při testování spolehlivost této klasifikace (11) byla zjištěna spolehlivost 67% (41 – 91%), pokud jsou užívány jen základní kategorie (A, B, C).

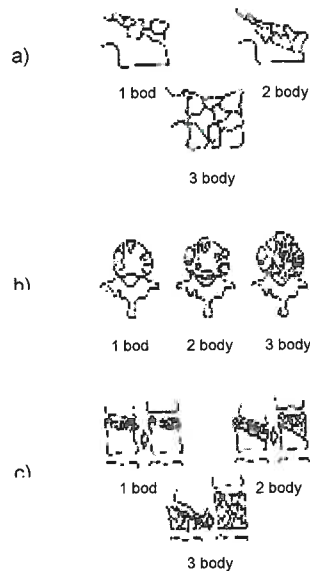
Vytvořit přímou směrnicí pro způsob ošetření si dala za cíl klasifikace sdílení zátěže, tzv. „Load Sharing Classification“ (LSC) autorů McCormack, Karaikovic a Gaines (39, 83). Jde o klasifikaci, která posuzuje jen

poranění předního sloupce páteře. Je založena na rozboru 28 pacientů operovaných v letech 1986 až 1988, kteří byli pro třísloupcovou zlomeninu léčeni s využitím pedikulární stabilizace a následně byli sledováni 3 až 4 roky. Při tomto pooperačním sledování bylo v této skupině odhaleno 10 pacientů se zlomenými pedikulárními šrouby. Retrospektivní analýzou rentgenových vyšetření, CT axiální i sagitální rekonstrukce bylo zjištěno, že selhání šroubů nastalo u těch pacientů, kteří měli zásadně větší poškození obratlového těla. Autoři tedy navrhli bodovací systém („Load Sharing Classification“), který hodnotí:

- 1) stupeň kominuce obratlového těla
- 2) roztlačení fragmentů (apozice)
- 3) stupeň kyfózy, kterou je nutno korigovat

Každý z těchto tří parametrů je hodnocen 3 body:

- 1) kominuce: malá (<30%)-1 bod, větší (30 – 60%) - 2 body, velká (>60%) - 3 body,
- 2) apozice: minimální (minimální roztlačení na axiálním CT skenu) = 1 bod, střední (na <50% průřezu obratlového těla fragmenty roztlačené nejméně o 2 mm) = 2 body, velká (na >50% průřezu obratlového těla fragmenty roztlačené nejméně o 2 mm) = 3 body,
- 3) korekce kyfotické deformity: malá ( $\leq 3^\circ$  na bočním skiagramu) = 1 bod, střední (od  $4^\circ$  do  $9^\circ$ ) = 2 body, velká ( $\geq 10^\circ$ ) = 3 body (obr. 5).



Obr. 5 : "The Load Sharing Classification" (dle McCormacka, a kol.)

Z toho vyplývá, že minimální počet bodů, který může být traumatu přidělen, je 3 a maximální je 9. Autoři této klasifikace tvrdí, že na základě tohoto klasifikačního systému je možné:

- 1) předpovědět možné selhání implantátu, pokud je při ošetření provedena krátká fúze pomocí pedikulárního fixátoru,
- 2) popsat jakékoli poranění páteře,
- 3) vybrat pacienty vhodné pro operaci předním přístupem (rekonstrukce předního sloupce páteře štěpem nebo jinou náhradou obratlového těla).

V roce 1996 vznikla na Northwestern University v Chicagu klasifikace založená rovněž na tříslopcové teorii. Její název je "New Spine Fracture Classification System" (86). Tato klasifikace také řeší stupeň závažnosti poranění páteře

Je platná pro celou páteř a má 5 komponent:

- 1) počet poraněných sloupců,
- 2) stupeň translačního posunu,
- 3) stupeň kyfotické angulace,
- 4) procento zúžení páteřního kanálu,
- 5) procento ztráty výšky přední plochy obratle.

První tři komponenty jsou základní, další dvě jsou doplňkové.

Na základě této klasifikace jsou zlomeniny zařazeny do jedné ze tří kategorií (A, B, C). Poznatky získané hodnocením tří základních komponent jsou zaznamenány do tabulky, která pomáhá určit zařazení do jednotlivých typů (tab.1).

	Počet poraněných sloupců	Translační posun	Kyfotická angulace	
Závažnost poranění <	1 sloupec	žádný posun	žádná angulace	A
	2 sloupce	< 25%	≤ 11° krční ≤ 40° hrudní ≤ 25° bederní	B
	3 sloupce	≥ 25%	> 11° krční > 40° hrudní > 25° bederní	C

Tab. 1. hodnotící tabulka Mayerovy klasifikace

Tato tabulka je používána podle následujících pravidel:

- 1) je-li jediný parametr hodnocen jako C, pak jde o C typ zlomeniny,
- 2) není-li žádný parametr na úrovni C a je-li jediný na úrovni B, jde o zlomeninu typu B,
- 3) není-li žádné hodnocení na úrovni B nebo C, jde o zlomeninu typu A.

Zlomeniny označené jako typ C jsou nestabilní a indikovány k operační léčbě. Klasifikace byla testována tak, že každý lékař účastnící se studie

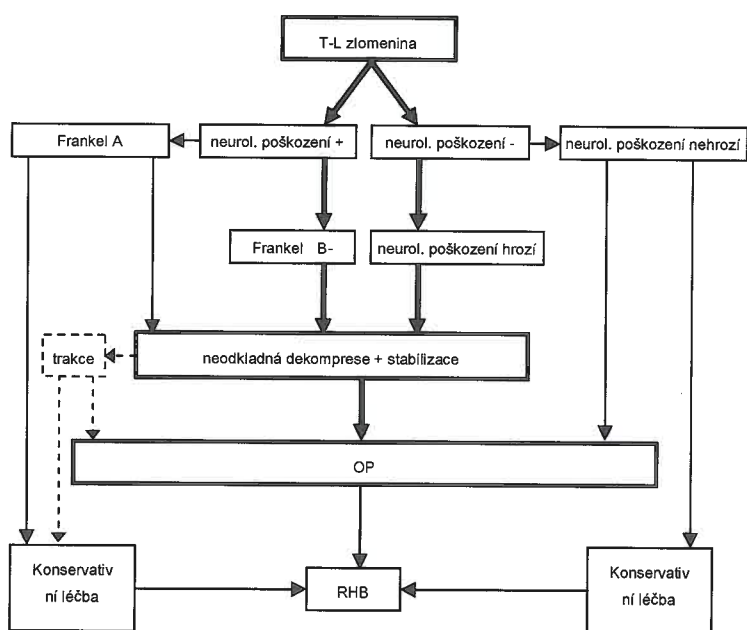
hodnotil 110 případů. Statistický rozbor jejich závěrů prokázal, že souhlas těchto hodnocení je 83% (86).

Klasifikace jsou důležité pro způsob ošetřování i pro stanovení prognózy(16). Z uvedených schémat jsou v současné době na našem pracovišti užívány tyto dvě: AO-ASIF a LSC. První jako metoda detailního popisu každé jednotlivé zlomeniny v zájmu porovnání výsledků s dalšími autory, neboť jde o klasifikaci velmi široce užívanou. Druhý systém je užíván jako prognostický nástroj popisující budoucí chování předního sloupce a tedy jako metoda indikace k rekonstrukci předního sloupce u zlomenin typu B a C podle AO-ASIF.

Tento parametr má principiální souvislost s tématem této disertační práce.

### 5.3. INDIKACE K OPERAČNÍ LÉČBĚ

Operační výkon je indikován podle obecně přijatých kritérií (40, 69, 72, 80, 107, 132, 133) s důrazem kladeným na obnovení prostoru páteřního kanálu, tedy uvolnění komprimovaných nervových struktur. Je respektováno následující indikační schéma (obr. 6 )



Obr. 6 : indikační schéma pro volbu terapie poranění páteře



Toto schéma zdůrazňuje prioritu nervové tkáně. Při zjištění jejího poškození nebo ohrožení zlomeninou obratle je indikováno co nejčasnější ošetření, které zajistí uvolnění páteřního kanálu a stabilitu zlomeniny. U zraněných, jejichž celkový stav operační výkon nedovoluje, je nutné uvážit možnost použití kranio-bifemorální trakce.

Operační léčba zlomenin torakolumbárních obratlů je prováděna jak zadním, tak předním přístupem, který k ošetření zlomeniny využívá obratlových pediklů.

#### 5.4. METODY REKONSTRUCE PŘEDNÍHO SLOUPCE PÁTEŘE

Rekonstrukci předního sloupce, jak ji zejména vyžaduje velká část tříštvivých kompresních zlomenin obratlových těl hrudní a bederní páteře, je možno posuzovat podle dvou základních kritérií. Podle způsobu výkonu, tedy podle operačního přístupu a dále podle použité metody výplně, resp. použitého materiálu.

##### 5.4.1. METODY PŘÍSTUPU

Z hlediska přístupu, který je k výkonu použit, existují čtyři skupiny:

- 1) přední,
- 2) antero-laterální užívaný od T4 (3) po L4,
- 3) zadní s resekcí pediklu,
- 4) zadní transpedikulární.

Přední a anterolaterální přístup hraje důležitou roli v operačním ošetření zlomenin torakolumbární páteře, protože velká část škod způsobených zlomeninou se objevuje v obratlovém těle, tedy v předním sloupci.

#### 5.4.1.1. PŘEDNÍ PŘÍSTUP

Přední přístup je užíván v oblasti lumbosakrálního přechodu a v oblasti horních dvou až tří hrudních obratlů, například po částečné resekci manubria sterni (20). Antero-laterální přístup je velmi obvyklý a užívá se v rozsahu od T4 (3) po L4 v různých formách od otevřené operace přes video-asistované techniky k technikám endoskopickým.

#### 5.4.1.2. ANTEROLATERÁLNÍ PŘÍSTUP

Anterolaterální přístup je mnohými autory preferován (8, 9, 26, 41, 44, 55, 56, 73, 81, 84, 94, 105). Role anterolaterálního operačního výkonu v poslední době vzrůstá vlivem přesnější diagnostiky a tedy i klasifikace zlomenin. Na jejím podkladě je nyní možné indikovat samostatné ošetření předním přístupem s mnohem větší precizností. Moderní technologie přispěla též k posunu v otázce invazivity. Od rozsáhlých operačních incizí přecházíme k operacím endoskopickým (73).

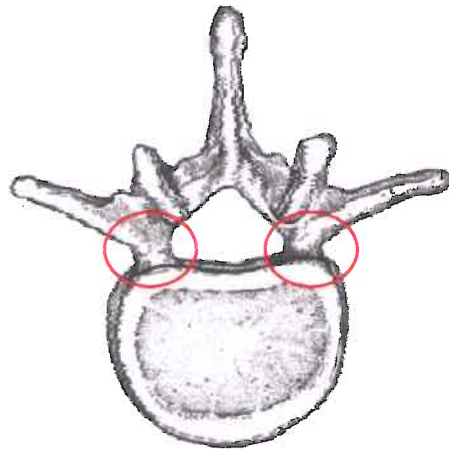
K výplni meziobratlového prostoru je využíváno trikortikálního štěpu z lopaty kosti kyčelní, případně alogenního štěpu ve formě části diafýzy femoru, či tibie. Jsou používány speciální kovové klece (košíky) vyplňované spongiosou, které navrhl Harms. Nově se užívají distrahovatelné náhrady obratlového těla, které napomáhají korekci kyfózy a dosažení primární stability (58).

#### 5.4.1.3. ZADNÍ PŘÍSTUP S RESEKČÍ PEDIKLU

Zadní přístup je rychlý a technicky jednoduchý, neznamena pro poraněného nadměrnou zátěž a vyhovuje podmínkám pohotovostní služby. Preparační spočívá v expozici trnů, oblouků a

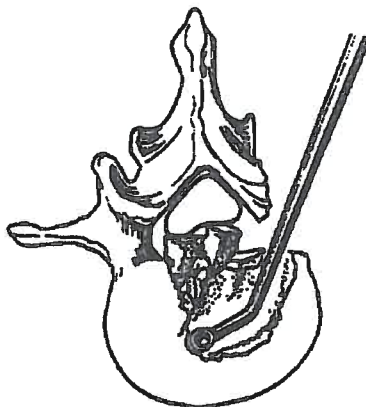
artikulačních výběžků operovaných obratlů. Podélnou incizí je protažena kůže s podkožím a fascie. Pak následuje subperiostální disekce svalů (m. spinalis, m. multifidus). Po jejich retrakci je získán dobrý přehled o spinózních výběžcích, obloucích, artikulačních a příčných výběžcích. Tyto struktury jsou důležité pro lokalizaci vstupu do pediklu s respektem k jeho ose v rovině sagitální i transversální.

Pedikl, který spojuje fasety, příčný výběžek a oblouk s obratlovým tělem, je základní strukturou, kterou využívá spinální chirurgie při zadních stabilizačních výkonech u zlomenin páteře. Většinou jde o kostní strukturu podobnou válci oválného průřezu, jehož osa v transversální rovině je nejčastěji konvergentní (obr.7).



Obr. 7 : vztah pediklu k ostatním strukturám obratle

Akbarnia popisuje výkony na předním sloupci s využitím resekce pediklu ze zadního přístupu (1) (obr. 8).



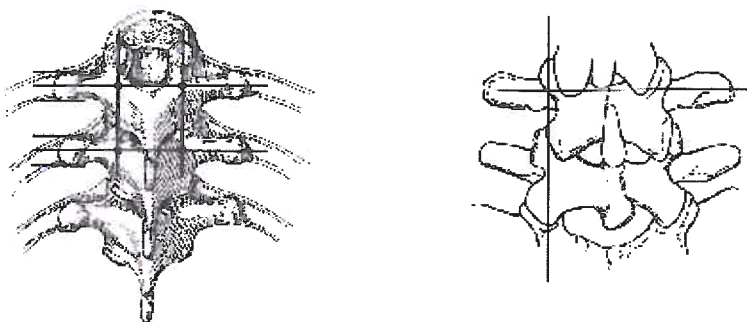
Obr. 8 : schéma výkonu na obratlovém těle po resekci pediklu dle Akbarnia

#### 5.4.1.4. ZADNÍ PŘÍSTUP TRANSPEDIKULÁRNÍ

Pedikly je možné využít jak k aplikaci stabilizačních elementů (pedikulárních šroubů), tak k úkonům v prostoru obratlového těla (repozice prolomené krycí desky, aplikace spongiózy nebo kostní náhrady).

Je nutné vždy brát v úvahu velikost pediklu, která se podle úrovně obratle mění. Zejména pedikly v oblasti T3 – T8 vyžadují podrobné CT zobrazení před zaváděním pedikulárních instrumentů, na druhé straně pedikly obratlů T12 až L5 pojmu i šrouby o průměru 7mm (18). Je dále potřeba respektovat, že pedikly ve všech úrovních hrudní páteře míří vzhůru v sagitální rovině s maximem 12 stupňů. Úhel sevřený osami pediklu je nejširší v úrovni T1 (30 stupňů) a v oblasti od T5 po T12 je menší než 5 stupňů (22). Největší příčný rozměr pediklu je u obratle L5 (16,9 mm) a nejmenší u L1 (7,05). Úhel konvergence osy pediklu rovněž stoupá od L1 (9 stupňů) po L5 (29 stupňů) (88).

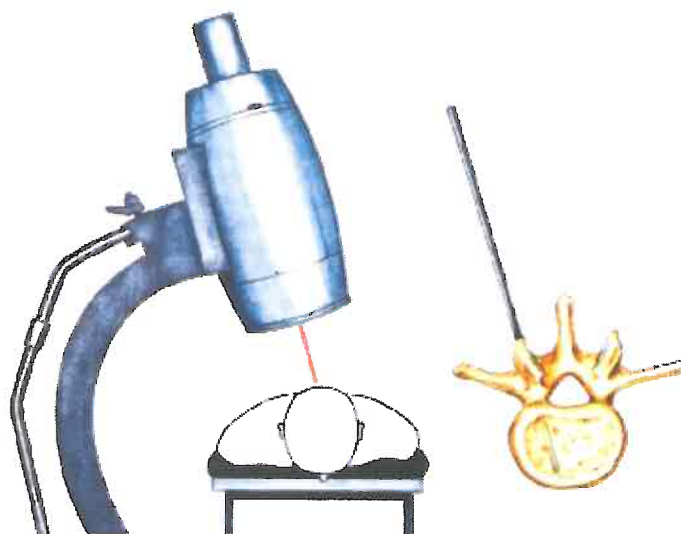
Pro vstup do pediklů jsou stanoveny orientační body, které se pro hrudní, bederní a sakrální úsek páteře poněkud liší. V oblasti hrudní páteře je vstup do pediklu na průsečíku horizontální linie jdoucí středem příčného výběžku a linie vertikální, která jde středem faset. V oblasti páteře bederní je tento bod na průsečíku horizontální linie jdoucí středem příčného výběžku a linie, která se dotýká zevních okrajů kloubních výběžků. Tento bod se posouvá vzhledem k tomu, na kolik konvergentní průběh pedikulárního kanálu bude zvolen (obr. 9).



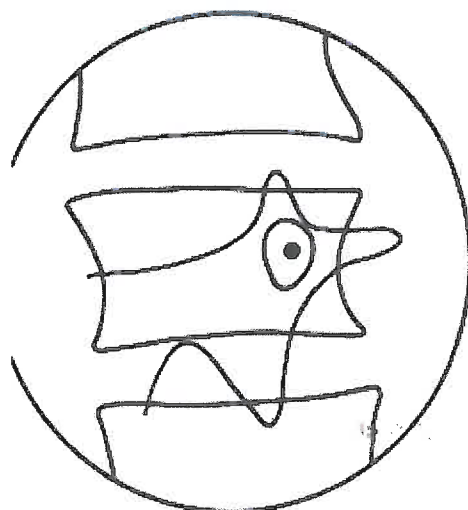
Obr. 9 : linie určující vstup do pediklu páteře hrudní (a) a bederní (b).

Převzato z: Cotler J.M., Simpson J.M., An H.S., Silveri C.P. (eds): Spinal Trauma, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2000

Je možné orientovat se předozadní projekcí obratle zesilovačem obrazu, při které se pedikl rýsuje jako oválná kontura. Rameno zesilovače je lehce skloněno k sagitální rovině, aby bylo umožněno zobrazit pedikulární kanál konvergentně (obr. 10).



Obr. 10 : ilustrace sklonu C ramene do osy pediklu.  
 Převzato z: Bauer R., Kerschbaumer F., Poisel S.: Atlas of spinal operations.  
 Georg Thieme Verlag 1993



Obr.11 : schéma šikmého zobrazení průřezu pediklu a jeho skiaskopický obraz při vytváření pedikulárního kanálu

I při takto cíleném zavádění, které dává dobrý přehled (obr. 11 ) o pozici nástroje, je potřeba hodnotit neporušenost pedikulárního kanálu pomocí pátrací sondy.

Konvergence je velmi důležitá pro správné proniknutí do předních částí obratlového těla. Pro hrudní úsek páteře se doporučuje úhel 7-10°, pro bederní úsek úhel 10-20°.

Po zavedení pedikulárních šroubů je s využitím principu ligamentotaxe (60) za kontroly horizontálním paprskem

C - ramene provedena repozice poškozeného obratlového těla a lordotizace postiženého úseku páteře. Reponované postavení je pak zajištěno vnitřním úhlově stabilním fixátérem.

Zadní přístup umožňuje provést transpedikulární výkon na poraněném obratlovém těle, který spočívá ve vytvoření pedikulárního kanálu, jeho je možné pak využít pro repozici krycích desek (speciálním nástrojem) a vyplnění prostoru kostními štěpy nebo syntetickou náhradou kostní tkáně.

Výsledek repozice je sledován skiaskopicky v bočné projekci, uvolnění páteřního kanálu je dále verifikováno podle některých autorů sonograficky (59, 125). Podobnou službu vykoná peroperační perimyelografie (PMG), jejíž výhodou je možnost kontinuálního sledování tvaru durálního vaku při dalších výkonech na obratlovém těle a současně kontrolovat neporušenost durálního obalu (72).

Perimyelografie je podobně validní pro orientaci o stavu páteřního kanálu jako sagitální rekonstrukce počítačovým tomografem. Podobné služby poskytuje i peroperační sonografické vyšetření páteřního kanálu.

V případě, že distrakce, a tedy uplatnění ligamentotaxe, není účinná a páteřní kanál je stále významně zúžen, je indikována repositice fragmentů v páteřním kanálu. Výkon se provádí cestou hemilaminektomie, výjimečně laminektomie. Za skiaskopické kontroly (současně PMG) jsou fragmenty vtlačeny zpět do

obratlového těla, které je předem distrahováno. Nástroj je zaveden před durální vak na zadní plochu obratle (87).

Typickým způsobem využití pediklu k výkonu na obratlovém těle je vertebroplastika a kyfoplastika. Jde o velmi intenzivně se rozvíjející metodu ošetření kolapsů porotických obratlů a z toho rezultujících bolestivých kyfóz. Jde o výkon, který je prováděn bez instrumentace obratlů, velmi často perkutánně a je možné ho provádět i v místním znecitlivění (43, 78, 131). Výsledky jsou velmi povzbuzující. Pacientům tato metoda přináší výraznou a rychlou úlevu od bolesti (25).

#### 5.4.2. METODY VÝPLNĚ

Další kritérium pro rozdělení vytváří volba použité výplně. K dispozici jsou materiály

- 1) autogenní (trikortikální štěpy, spongiosní kost, fibulární štěp, části žeber),
- 2) alogenní (materiál z kostní banky),
- 3) syntetické (kov, cement, náhrady kostní tkáně).

##### 5.4.2.1. AUTOGENNÍ MATERIÁL

Autogenní výplň je stále označována jako „zlatým standard“. Odběr autogenní kosti je ale spojen s poměrně značnými problémy, které jsou v poslední době předmětem mnohých studií (20, 29, 38, 57, 61, 106).

##### 5.4.2.2. ALOGENNÍ MATERIÁL

Poměrně často je používán kostní materiál zpracovaný tkáňovou bankou. Tato metoda dává uspokojivé výsledky, ale je vhodná spíše pro degenerativní stavy na krční páteři (85, 112). V oblasti



hrudní a bederní páteře je tento materiál rovněž používán s uspokojivými výsledky (123).

#### 5.4.2.3. SYNTETICKÝ MATERIÁL

V současnosti je možno pozorovat mohutný rozmach použití syntetických materiálů použitelných k rekonstrukci předního sloupce. K dispozici je stále se rozšiřující nabídka kovových distrahovatelných i nedistrahovatelných náhrad obratlového těla, náhrady meziobratlového disku jsou vyráběny jak z titanových slitin, tak z polyetereterketonu (PEEK) a karbonu (58) nebo bioaktivní sklokeramiky (27).

Vyjmenovány byly metody, které si kladou za cíl vytvoření meziobratlové fúze. V posledních letech se stále více prosazuje užití náhrad meziobratlových plotének, takzvaná spinální artroplastika. Je potřeba se o této metodě zde zmínit, i když má v traumatologii páteře jen malý význam, který se eventuelně omezuje na sporadické izolované poranění disku (spíše v krční páteři). Písemnictví dnes obsahuje řadu publikací na toto téma a vycházejí již studie popisující víceleté sledování výsledků (116). Operační výkony se výrazně množí zejména v oblasti krční páteře. Tato nová modalita v ošetřování onemocnění páteře se stává předmětem velkých očekávání mezi lékaři i mezi průmyslníky a obchodníky (79).

Základním tématem této práce je provádění rekonstrukčních výkonů na páteři s použitím biokeramických náhrad kostní tkáně. Literatura týkající se tohoto druhu materiálu je dnes již nepřehledná a postihuje nejrůznější substance, genovou terapii, použití rekombinantního „bone morphogenetic“ proteinu (r-BMP) a použití růstových faktorů. Studují se nyní biodegradovatelné materiály.

Tato studie se zabývá použitím bioaktivní sklokeramiky.

## 5.5. CHARAKTERISTIKA BIOAKTIVNÍ SKLOKERAMIKY

Všechny skupiny materiálů používaných pro kostní náhrady jsou neustále předmětem intenzivního výzkumu, jehož cílem je dosáhnout takových biologických, chemických a mechanických vlastností, aby se co nejvíce blížily vlastnostem nahrazované tkáně. Ve skupině keramických materiálů (dnes označovaných termínem biokeramika) bylo v poslední době dosaženo významných výsledků z hlediska bioaktivity (bioreaktivity) některých typů těchto hmot.

Z hlediska interakce se živou tkání jsou biokeramické materiály rozděleny do tří skupin.

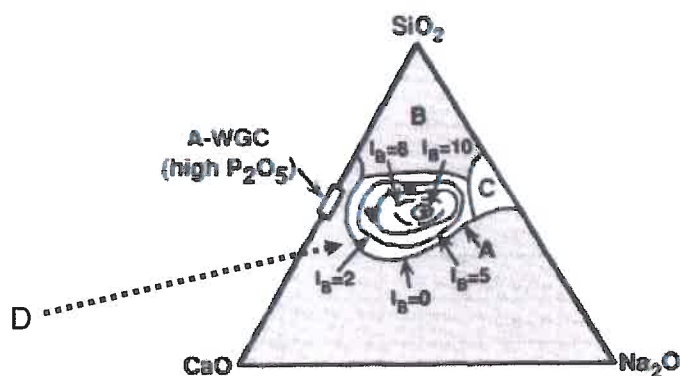
- 1) inertní
- 2) povrchově aktivní
- 3) resorbovatelné

Tyto materiály mohou být hutné nebo porézní s velikostí póru 75 – 100  $\mu\text{m}$ . Představitelem první skupiny je např. korundová keramika (mono- i polykrystalická forma), keramika na bázi  $\text{ZrO}_2$ , dále uhlíkové materiály (uhlík pyrolytický, skelný a uhlík připravovaný depozicí par), ale i skelné krystalické materiály, obvykle na bázi cordieritu nebo fluoroflogopitu. Tyto materiály nevytvářejí pevnou vazbu mezi implantátem a tkání.

Povrchově aktivní biokeramiky naopak umožňují vytváření pevné chemické vazby mezi kostní tkání a implantátem. Vazba je obvykle tak silná, že implantát není možné vyjmout bez poškození okolní kosti. Z hlediska chemického složení tyto materiály obvykle obsahují fosfor a vápník a chemickým složením se tak blíží minerálnímu složení kostní tkáně. Jde o materiály jako je hutný hydroxyapatit, povrchově aktivní fosfáto-sodno-vápenato-křemičitá skla s skelně krystalické materiály a povrchově aktivní kompozitní materiály.

Resorbovatelné biokeramiky jsou založeny většinou na bázi vápenatých fosfátů, například trikalciumpfosfát  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ . Tyto materiály slouží pouze jako přechodná náhrada kosti, takže k rekonstrukci přirozené kostní tkáně

dochází současně s postupnou resorpcí implantovaného materiálu (108). Prof. Larry Hench vyvinul povrchově aktivní skla na bázi sodno-vápenato-křemičitých skel s přidavkem  $P_2O_5$ . Ve vodném prostředí (in vitro nebo in vivo) tato skla vytvářejí nejdříve vyluhováním sodíkových iontů povrchový film obohacený o  $SiO_2$ , na jehož vnější straně se tvoří fosfátovápenatý povlak, který se časem (1-9 týdnů) mění na polykrystalickou vrstvu apatitových aglomerátů, jež mohou inkorporovat organické složky jako je kolagen. Tato vrstva má klíčový význam pro vazbu mezi povrchem implantátu a nově se tvořící kostní tkání. U bioaktivních skel dochází k řízené korozi povrchu, která ve vodném prostředí s  $pH < 9$  vytváří stabilní povrchovou vrstvu. Tato vrstva je obohacena o  $SiO_2$  v důsledku odlišné kinetiky dvou základních procesů, které probíhají na povrchu skla: vyluhování  $Na^+$  a destrukce Si-O-Si vazby reakcí s  $OH^-$  ionty. V grafu vyjadřujícím poměry koncentrací  $SiO_2$ , CaO a  $Na_2O$  leží oblast skel vytvářejících vazbu s kostí v oválně ohraničené oblasti označené D (obr. 12).



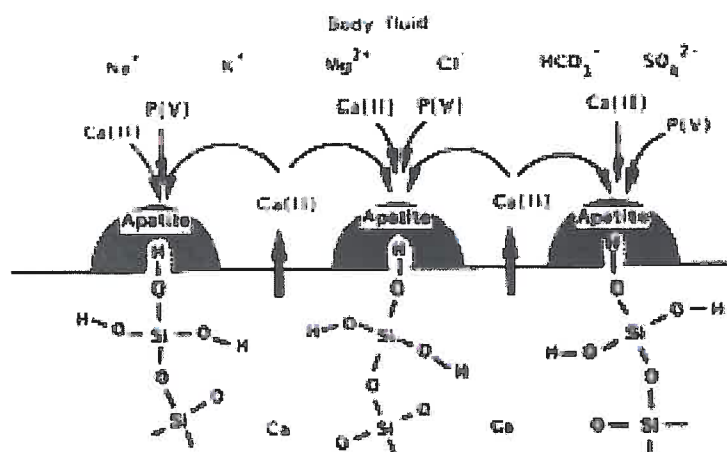
Obr. 12 : chování bioaktivních skel v systému  $SiO_2$ -CaO- $Na_2O$ . Převzato z Hench L.L., Wilson J. (Eds): An introduction to bioceramics, World Scientific Publishing Co. Ptc. Ltd. 1999

Bioaktivita skel není nutně podmíněna přítomností fosforu a vápníku, ale určitou otevřeností struktury bioaktivního skla, což lze chápat jako určitou hodnotu rovnovážné konstanty mezi můstkovými a nemůstkovými kyslíky ve struktuře skla, jak je zobrazeno na obr. 13 (92).



Obr. 13 : chování bioaktivních skel v systému  $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O}$ : a) struktura krystalického silikátu - všechny čtyřstěny  $\text{Si(O}_4\text{)}$  jsou spojeny vazbou  $\text{-Si-O-Si-}$ , b) struktura randomizovaného skla složeného ze síťových modifikátorů (MO) a síťových formerů ( $\text{SiO}_2$ ) - některé ionty Si jsou vázány můstkovým kyslíkem (BO), jiné jsou spojeny pomocí non-můstkového kyslíku (NBO) k formerovým iontům. Převzato z Hench L.L., Wilson J. (Eds): An introduction to bioceramics, World Scientific Publishing Co. Ptc. Ltd. 1999

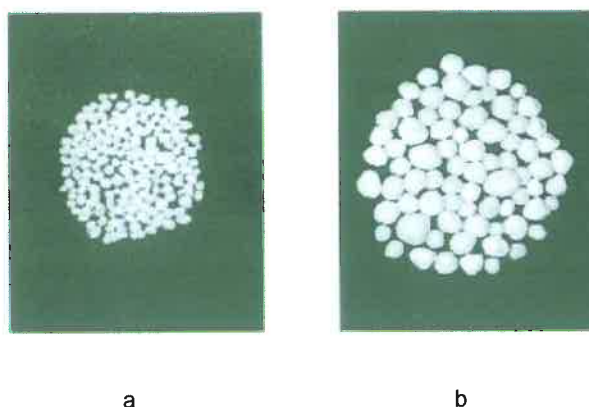
Na bázi těchto stručně popsaných poznatků byl připraven v Japonsku Cerabone A/W (NEG Ltd) a v Německu byl vyroben Bioverit (Otto-Schott-Institute, Jena). U nás je produkován povrchově bioaktivní skelně krystalický materiál BAS-0 s hlavními krystalickými fázemi apatitem a wollastonitem (A/W), odvozený ze systému  $\text{SiO}_2\text{-CaO-MgO-P}_2\text{O}_5(\text{F})$  s přídavkem  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Jde o bioaktivní dlouhodobě stabilní implantační materiál připravovaný řízenou krystalizací skla. Vzájemnou interakcí mezi povrchem implantátu a tělní tekutinou dochází ke vzniku tenké povrchové vrstvy obohacené o vápník a fosfor a k současné adsorpci proteinů a dalších biomolekul. Tato vrstva, která je zpočátku amorfní, se postupně mění na polykrystalickou vrstvu apatitových konglomerátů podobných kostnímu apatitu, do které jsou inkorporovány organické složky produkované osteoblasty, jako například kolagenová vlákna vytvářející extracelulární matrix (obr. 14 ). Pevná vazba na kost bez intermediární vazivové tkáně vzniká v období 4 - 8 týdnů po implantaci.



Obr. 14 : schématická ilustrace mechanismu formování apatitové vrstvy na povrchově bioaktivním sklokeramickém implantátu Převzato z Hench L.L., Wilson J. (Eds): An introduction to bioceramics, World Scientific Publishing Co. Ptc. Ltd. 1999

Materiál BAS-0 má v ohybu porovnatelnou pevnost s kortikální kostí (~175 MPa) a pevnost v tlaku v porovnání s kortikální kostí je více než dvojnásobná (> 400 MPa). Pevnost srůstu implantátu BAS-0 s kostní tkání měřená testem „push-out“ (při namáhání ve stříhu) je po dvou měsících po implantaci 15-20 MPa.

Implantáty vyráběné firmou LASAK s.r.o. mají formu drtě, granulí, plátek, bločků, jsou rovněž tvarovány individuálně (obr. 15).



Obr. 15 : BAS-0 ve formě: a) drtě (velikostní sortiment 0,4-1,6 mm) a b) granulí (velikostní sortiment 4,0 – 8,0 mm)

## 6. METODIKA A MATERIÁL

### 6.1. TECHNIKA IMPLANTACE BIOAKTIVNÍ SKLOKERAMIKY

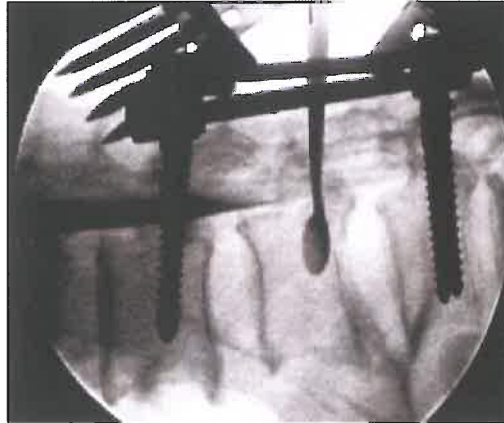
Implantace bioaktivní sklokeramiky je úkonem, který je vložen do operační stabilizace zlomeniny torakolumbární páteře na základě indikace vyplývající podrobného grafického zobrazení a z klasifikačního hodnocení zlomeniny. Dalším kritériem pro indikaci je výsledek distrakce a dekyfotizace, která je prováděna pomocí vnitřního fixátoru. Před implantací bioaktivního materiálu je tedy vnitřní fixátor zaveden a zlomenina je stabilizována v napraveném postavení.

Pro zavádění bioaktivní sklokeramiky je používána pedikulární cesta proto, že je považována za bezpečnou z hlediska možné malpozice materiálu a z hlediska jeho pozdější dislokace (například směrem do páteřního kanálu nebo do prostoru neuroforamina). Z toho důvodu je správné zjistit předoperačně rozměry pediklů a zhodnotit jejich anatomickou vhodnost a bezpečnost pro zavedení bioaktivní sklokeramiky.

Jednotlivé komponenty fixátoru jsou zaváděny tak, aby jejich poloha neomezovala vstup do pediklů poraněného obratle. Páteřní fixátor SOCON® (Aesculap, Tuttlingen, SRN), který byl použit u všech pacientů analyzovaného souboru, umožňuje tento postup proto, že šrouby jsou s fixačními tyčemi spojeny způsobem „strana ke straně“. Tím se dostává spojovací tyč mimo linii procházející vstupy do pediklů. Po provedení stabilizace, která využívá pediklů nad a pod zlomeným obratlem, je vstup do pediklu poraněného obratle volný. Tento postup je například při použití šroubů „tulipánových“ znemožněn.

Otevření pedikulárního kanálu je prováděno tradičně na základě identifikace rozhodujících anatomických struktur. Po perforaci kortikális vytváříme kanál tak, že zavedeme nejprve pedikulární šroub síly 6 mm a po jeho odstranění rozšíříme prostor v pediklu šroubem o průměru 7 mm. Tyto šrouby jsou zavedeny tak, aby přesahovaly délky pediklu v bočné projekci. Následně pak pedikulární kanál pro zavedení bioaktivní

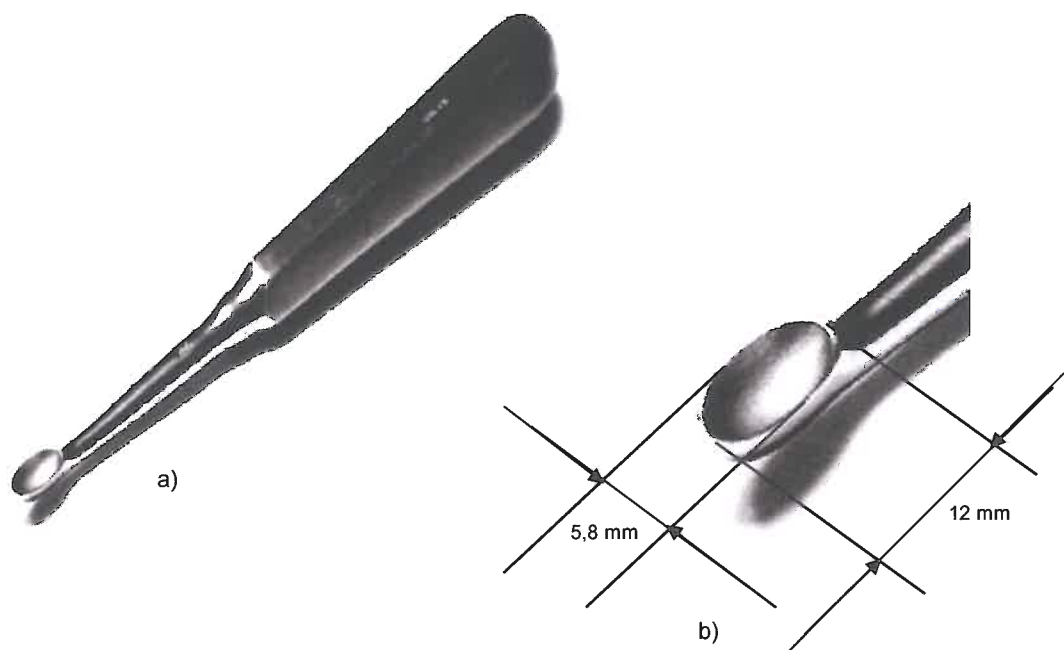
sklokeramiky vytváříme pomocí pedikulární lžičky, kterou pomocí jemných rotačních pohybů při opakované skiaskopické kontrole postupně zavádíme do prostoru obratlového těla (obr. 16).



Obr. 16 : vytvoření kanálu pomocí pedikulární lžičky

Nástroj je zaveden do obratlového tak, aby mířil dopředu k jeho středu. Tím je dosaženo toho, že je možné jej případně použít k repozici prolomené krycí desky obratle.

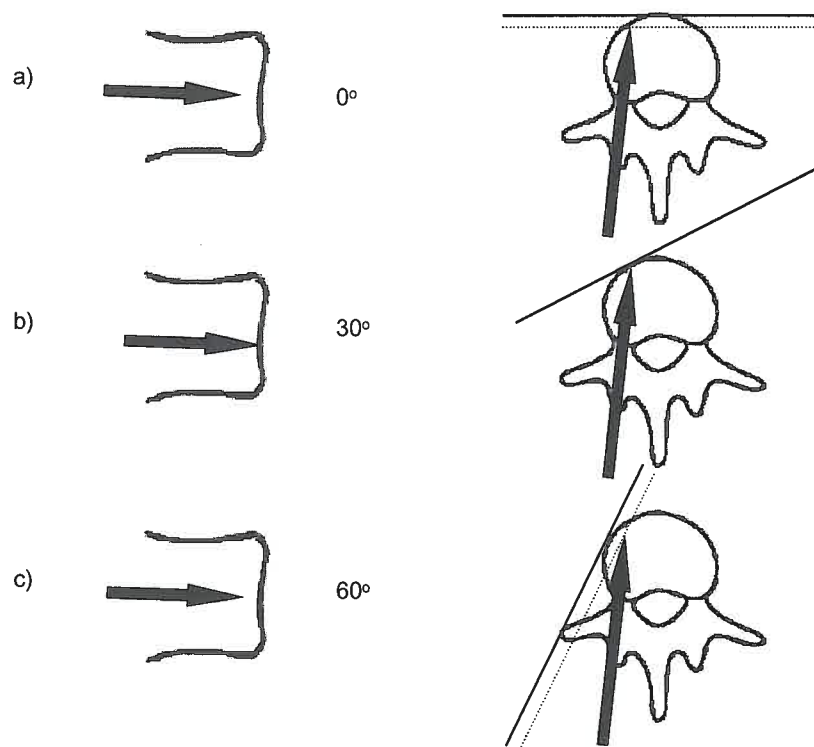
Pedikulární lžička má oválnou pracovní část rozměrů 12 x 5,8 x 4 mm. Její dřík je silný, aby nebylo možné jej při manipulaci v kosti ohnout. Držadlo je objemné, aby umožňovalo dobrou a pohodlnou kontrolu nástroje (obr. 17).



Obr. 17 : a) pedikulární lžička, b) rozměry její pracovní části

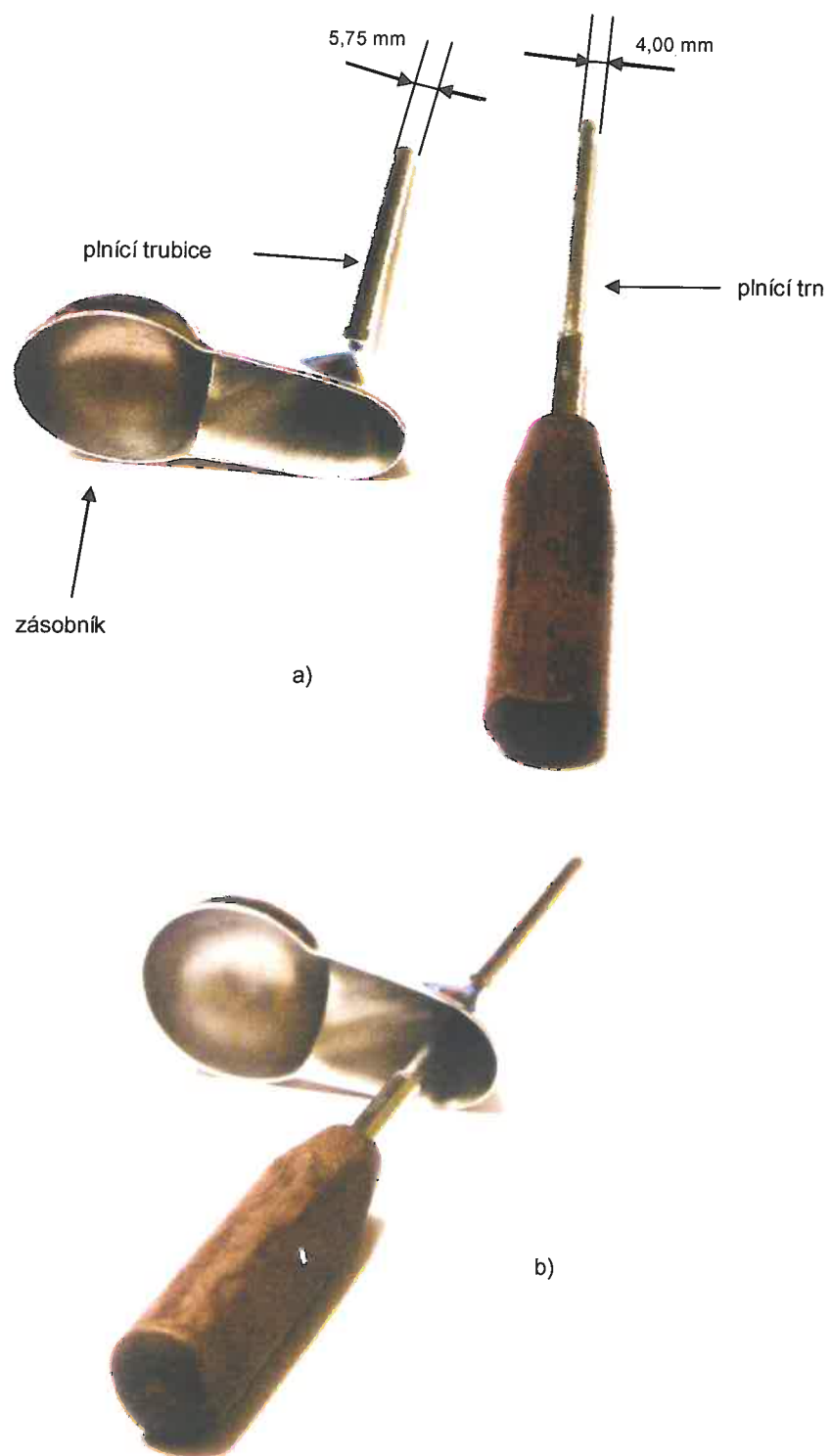
Po vytvoření pedikulárního kanálu je lžička odstraněna a do prostoru obratlového těla je pedikulární cestou zavedena trubice plnicího nástroje, do které je zasunut plnicí trn tak, aby její průsvit byl vyplněn a nedocházelo k zachytávání okraje trubice o kost. Pod skiaskopickou kontrolou je plnicí zařízení zasunuto svým koncem do nejzazší přední polohy v obratlovém těle. Tato poloha je kontrolována pomocí C - ramene tak, aby bylo zajištěno, že plnicí nástroj je správně zaveden a nehrozí tedy aplikace biokeramického materiálu mimo obratlové tělo (obr.18 ).





Obr. 18 : nákres změn vzájemné projekce plicního nástroje a kontury obratlového těla vzhledem k úhlu zobrazení. Úplnou informaci podává projekce uvedená pod b). Převzato z: Cotler J.M., Simpson J.M., An H.S., Silveri C.P. (eds): Spinal Trauma, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2000

Do zásobníku plicního nástroje (obr. 19 ) je vsypáno menší množství biokeramického materiálu.



Obr. 19 : plnicí zařízení a) rozložené, b) složené. Vnitřní průměr plnicí trubice je 4,90 mm

Pomocí trnu jsou částice materiálu vpravovány do trubice plnicího zařízení a vtlačovány dopředu do obratlového těla. V okamžiku, kdy není možné trn dotlačit do trubice na doraz, je povytažena trubice zpět o vzdálenost, která chybí trnu k jeho doražení. Tím se pohyb trnu uvolní a biokeramický materiál opustí nitro trubice. Trn je dotlačen na doraz do trubice, její ústí je uzavřeno a biokeramický materiál vysunutý z trubice je možné mírným tlakem vtlačit do okolní spongiózní kosti. Po tomto úkonu je znovu do plnicí trubice vpraven biokeramický materiál a postup je znovu opakován.

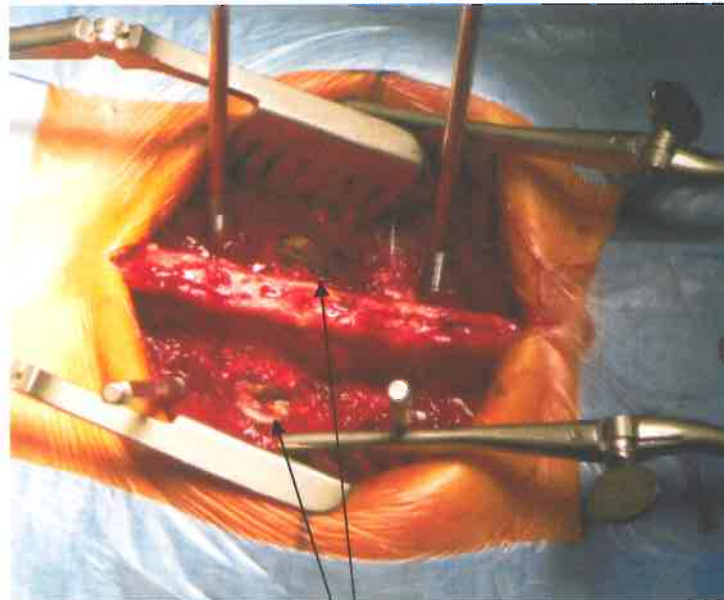
Aplikace bioaktivní sklokeramiky je ukončena, když materiál dosahuje k úrovni zadní stěny obratlového těla. Trubice plnicího zařízení je odstraněna a pedikulární kanál je uzavřen proužkem fibrinové pěny (Gelasponem, Spongostanem, apod.), aby nedocházelo k vypadávání drtě pedikulární kanálem (obr. 20 až 30).

Schematicky je proces aplikace bioaktivní sklokeramické drtě do obratlového těla popsán následujícím způsobem:

1. otevření kortikális v místě vstupu do pediklu (obr. 21 )
2. zavedení šroubu průměru 6 mm
3. jeho nahrazení šroubem průměru 7 mm (obr. 23
4. odstranění šroubu a vytvoření pedikulárního kanálu + prostoru pod krycí deskou obratle pomocí pedikulární lžičky (obr. 24 , 25 :
5. zavedení plnicího zařízení a ověření jeho polohy C - ramenem (obr.. 26 :
6. aplikace biokeramického materiálu do zásobníku (obr. 27
7. plnění obratle s povytažením plnicí trubice a zhutněním materiálu (vtlačení do okolní spongiózní kosti) při doraženém plnicím trnu
8. kroky 6. a 7. se opakují, pokud biokeramický materiál nedosahuje k zadní stěně obratlového těla (obr.. 28
9. pedikulární kanál je uzavřen fibrinovou pěnou (obr. 29 :)
10. postup se opakuje na protější straně

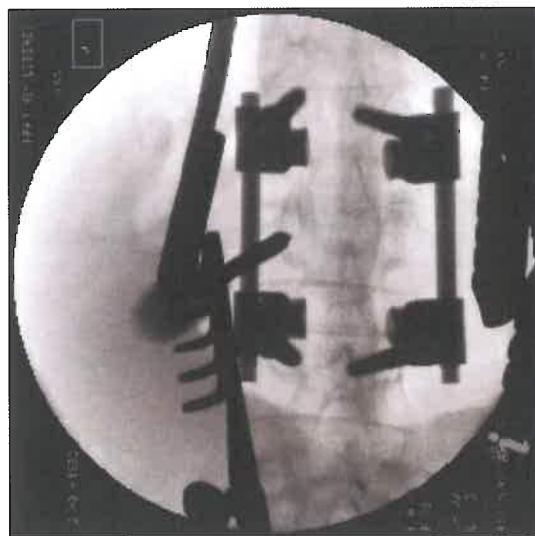
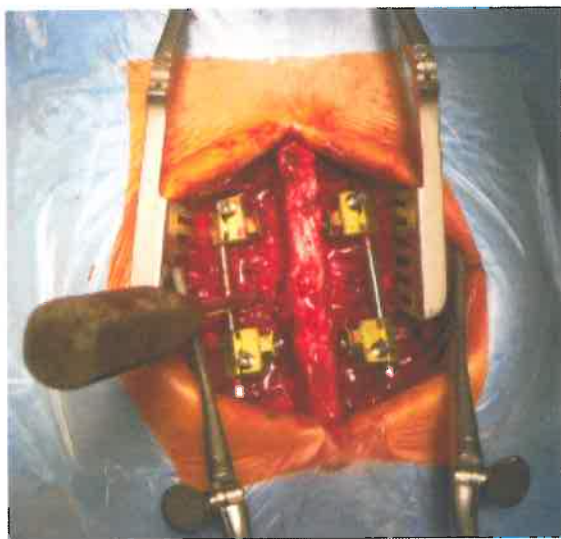
Čas, který tato procedura pro své provedení vyžaduje, je v průměru 15 minut pro jednu stranu obratle. Krevní ztráta spojená s touto procedurou je při jejím nekomplikovaném provedení zcela minimální.

K vyplňování obratlů je použita bioaktivní sklokeramika ve formě drtě - částice o průměru 1,0 – 1,5 mm (obr. 15 ) Množství, které bylo pro jeden obratel použito, bylo v průměru 5 ml (3-7).

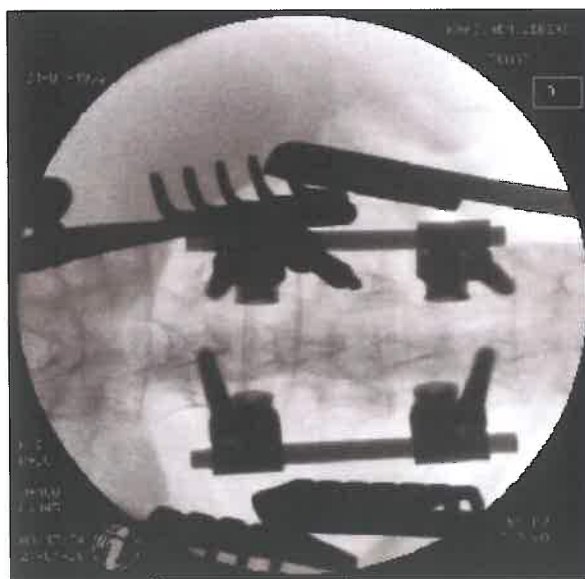
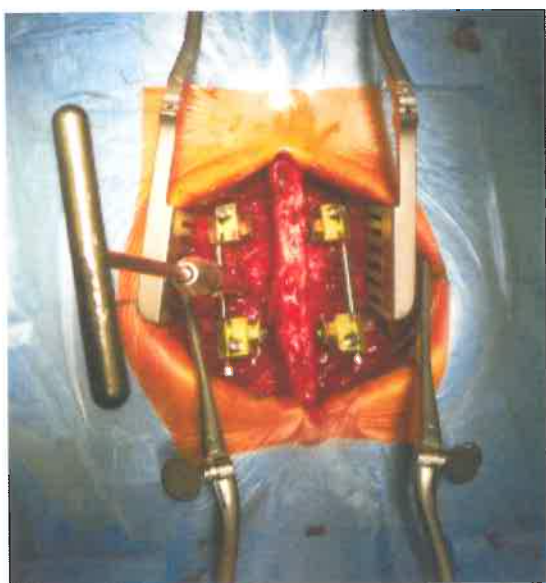


vstup do pediklu poraněného obratle

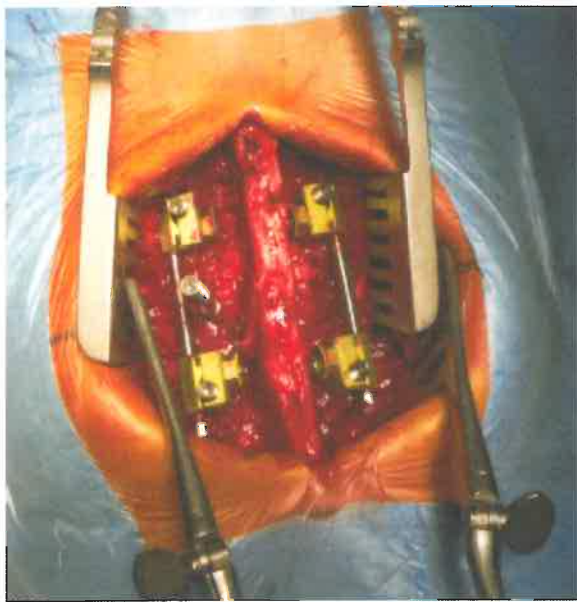
Obr. 20 : označení vstupů do pediklů poraněného obratle pomocí bipolární koagulace



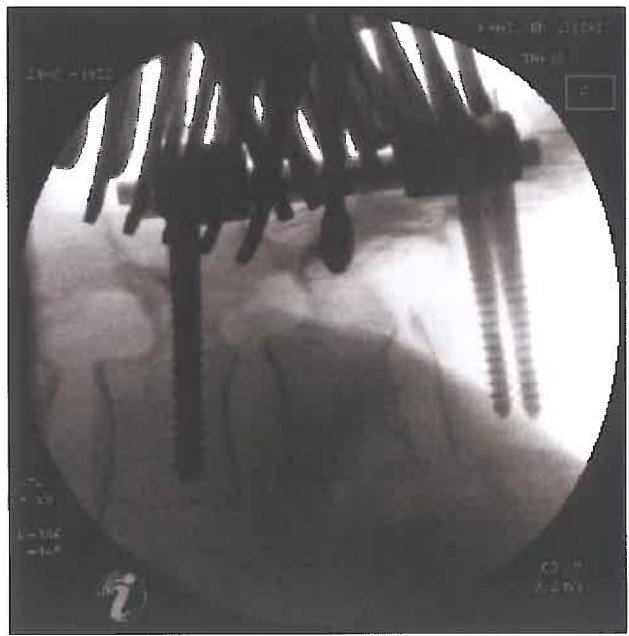
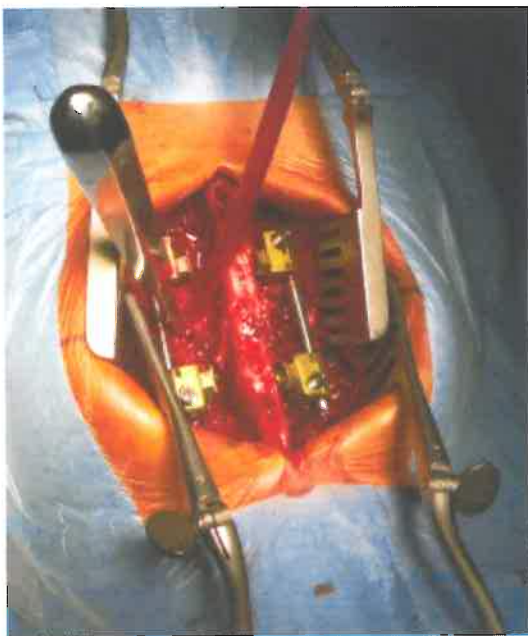
Obr. 21 : otevření pedikulárního kanálu hrotem trokaru (vpravo skiaskopická kontrola)



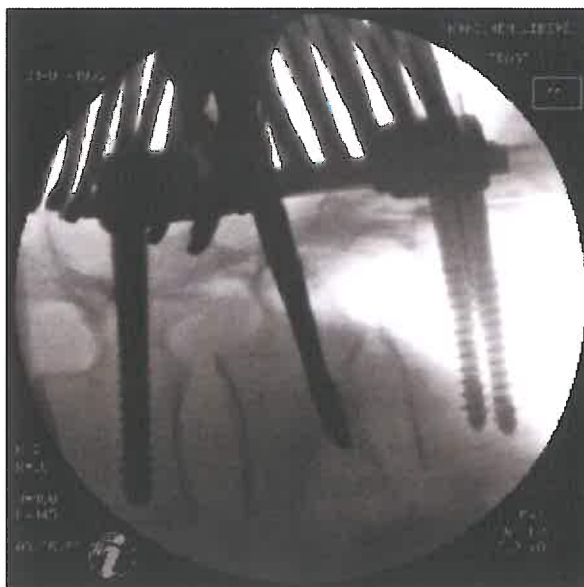
Obr. 22 : vytváření pedikulárního kanálu pomocí nastavitelného trokaru  
(vpravo skiaskopická kontrola)



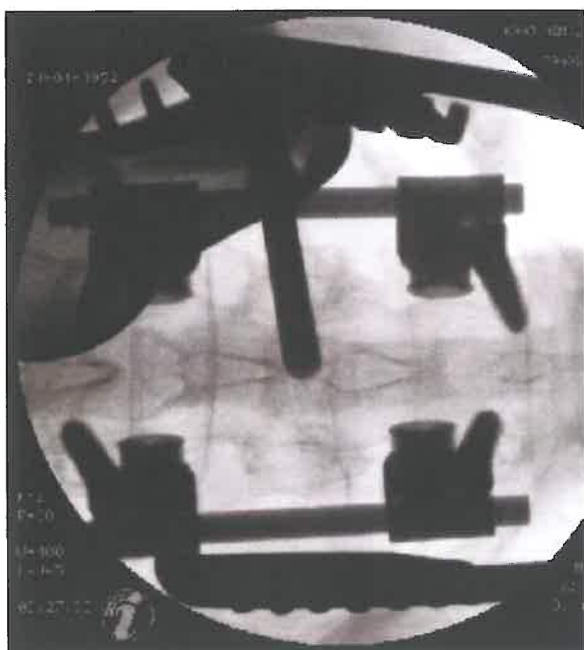
Obr. 23 : zavedení pedikulárního šroubu k dilataci pedikulárního kanálu  
(vpravo skiaskopická kontrola)



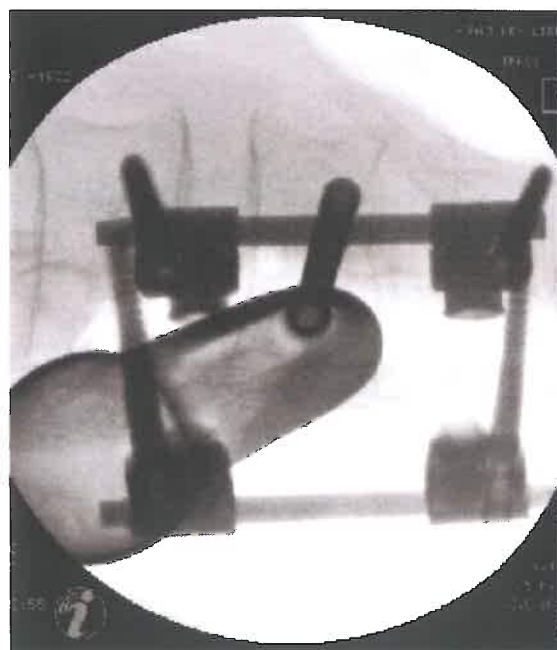
Obr. 24 : zavedení lžičky do pedikulárního kanálu  
(vpravo skiaskopická kontrola)



Obr. 25 : zavedení lžičky do prostoru obratlového těla pod krycí desku  
(skiaskopická kontrola)

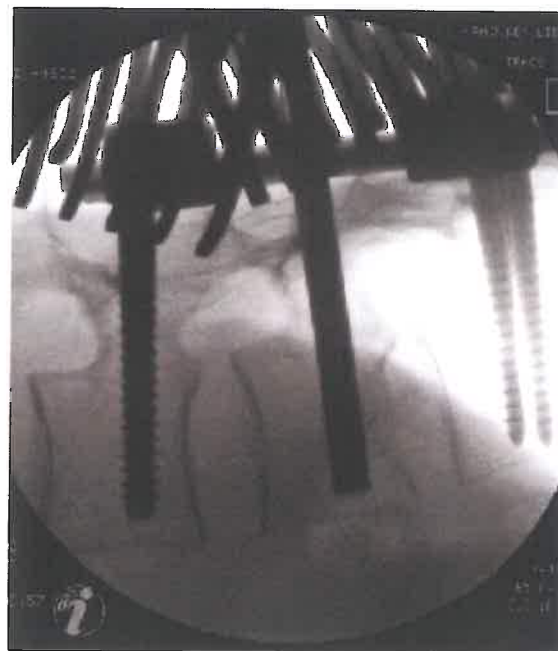
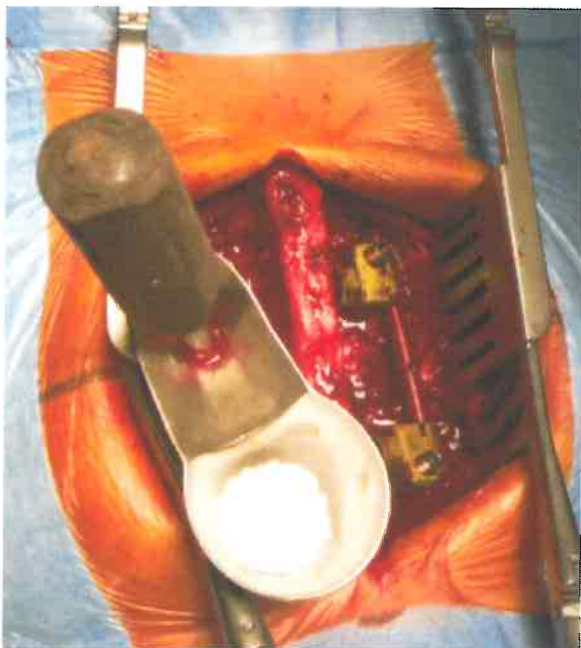


a

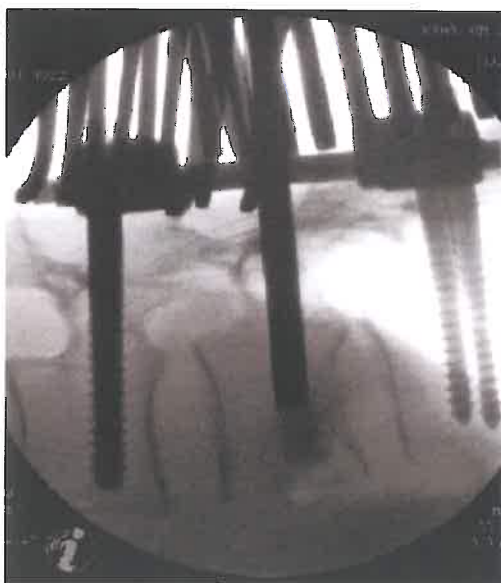


b

Obr. 26 : zavedení plnicího nástroje do prostoru obratlového těla: a) skiaskopická kontrola v AP projekci, b) skiaskopická kontrola v šikmé projekci



Obr. 27 : Situace po zavedení plnicího zařízení a po uložení BAS-0 drtě do zásobníku  
(vpravo skiaskopická kontrola)



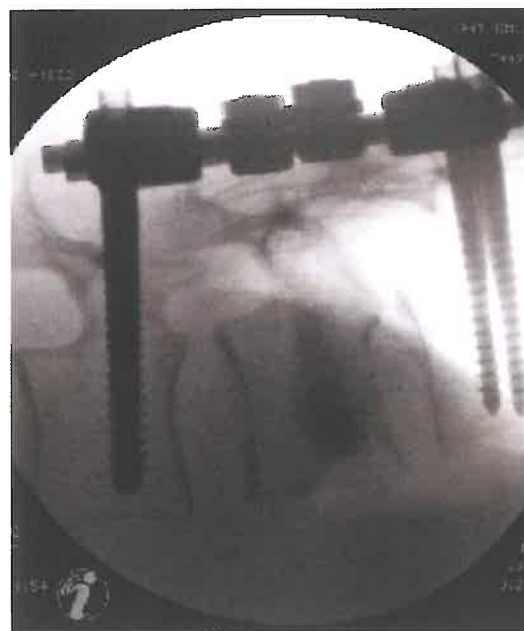
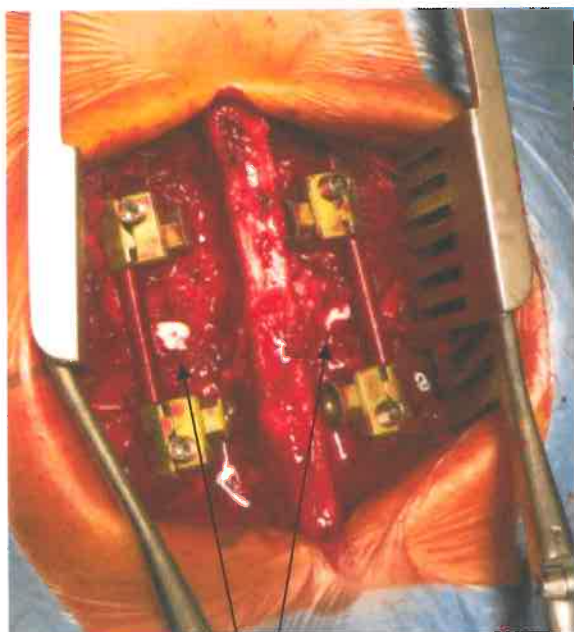
a



b

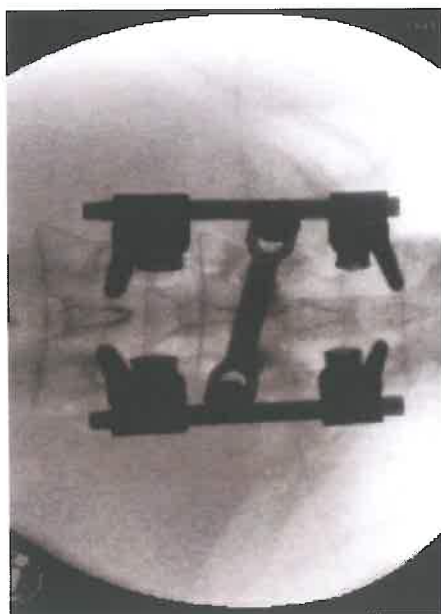
Obr. 28 : plnění prostoru v obratlovém těle: a) povytažení plnicího zařízení a vytlačení materiálu, b)  
konečná fáze plnění – plnicí zařízení je na úrovni zadní stěny obratlového těla  
(skiaskopická kontrola)



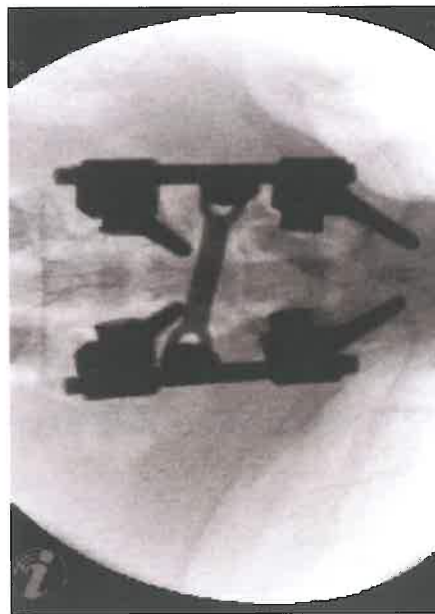


fibrinová pěna v pediku

Obr. 29 : fibrinová pěna uzavírající pedikulární kanál  
(vpravo výsledná skiaskopická kontrola po oboustranném vyplnění obratlového těla)



a



b

Obr. 30 : výsledná skiaskopická kontrola po oboustranném vyplnění obratlového v AP (a) a šikmé předozadní projekci (b)

Při výplni zlomeného obratlového těla torakolumbární páteře bioaktivní sklokeramikou je respektován zásadní požadavek: prostor, kam je bioaktivní sklokeramika aplikována, nesmí obsahovat tkáň meziobratlového disku. Při některých zlomeninách je materiál disku, zejména nucleus pulposus, vtlačen přes roztříštěnou krycí desku do prostoru obratlového těla a tam pak vzniká směs spongiosní kosti a vazivové tkáně. V takovém případě nejsou podmínky pro vhojení bioaktivní sklokeramiky vhodné a výplň obratle je ohrožena mechanickým selháním. Popsaná metoda aplikace bioaktivní sklokeramiky byla použita u všech pacientů ve sledovaném souboru.

## 6.2. POUŽITÉ ZOBRAZOVACÍ METODY

Pacienti se zlomeninou v oblasti torakolumbární páteře byli vyšetřováni při přijetí skiagraficky vleže na rentgenovém stole tak, aby páteř byla co nejbližší rentgenové kazety. Pro předozadní projekci je použita poloha vleže na zádech, pro projekce boční poloha na pravém nebo levém boku. Pokud je skiagraficky zjištěná zlomenina označena jako „nestabilní“ nebo „pravděpodobně nestabilní“, je vyšetření dále doplněno počítačovou tomografií (CT). Cílem je zobrazení poškozeného obratle z hlediska dislokace fragmentů a profilu páteřního kanálu. Toto vyšetření se stává základem pro použití „Load Sharing Classification“ (LSC) a tedy k posouzení rozsahu defektu v předním sloupci páteře. Toto hodnocení se dále opírá o tzv. sagitální rekonstrukci, která ukazuje profil páteře v sagitální rovině nebo v rovinách s ní rovnoběžných. Od roku 2001 je do algoritmu zobrazovacích vyšetření zařazena magnetická rezonance (MR), protože umožňuje předoperační aplikaci AO-ASIF klasifikace tím, že zobrazuje poranění ligamentózního aparátu páteře (68,72,96,97,113). Úplné zobrazovací vyšetření je základem správného zařazení zlomeniny do klasifikačního systému s případným využitím kombinace klasifikací AO-ASIF a LSC. Takto postulované klasifikační zařazení se stává základem pro určení způsobu léčby, tedy rozhodnutím o indikaci konservativní nebo

operační léčby a v jejím případě pak o jejím způsobu (74). Kontrolní vyšetření je standardně prováděno skiagraficky.

Skiagrafické vyšetřování je při pooperačních kontrolách prováděno stejně jako vyšetřování v akutním stavu, tedy vleže na zádech a vleže na boku, aby výsledky skiagrafických vyšetření pořízených po úraze a v období jednotlivých kontrol byly srovnatelné.

### 6.3. METODIKA SLEDOVÁNÍ A HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

Ke sledování pacientů léčených pro zlomeninu torakolumbární páteře pomocí vnitřního fixátoru SOCON (v našem souboru 100%), byl použit formulář klinické dokumentace, který by navržen profesorem Schulitzem (obr. 31, 32, 33 ) Struktura dat sledovaných ve formuláři je přizpůsobena jak úrazům, tak degenerativním, infekčním a nádorovým onemocněním. Je rozdělen do 3 oddílů: předoperační, peroperační a pooperační set údajů. Jeho pomocí je možno sledovat předoperační údaje, o charakteru zlomeniny s využitím klasifikačního systému AO-ASIF, jsou hodnoceny klinické příznaky a podrobně výsledky zobrazovacích vyšetření. Údaje zaznamenávané během operace popisují chirurgický přístup, výšku a rozsah ošetřované (stabilizované) části páteře, provedení a lokalizaci fúze, použité implantáty co do počtu a rozměrů, peroperační komplikace a jejich řešení a instrukce pro pooperační období. Část popisující pooperační vývoj stanovuje sled kontrol po 6ti a 12ti týdnech a po 6ti a 12ti měsících, finální kontrola je prováděna s odstupem 2 let po operačním výkonu. Jsou zaznamenávány zánětlivé komplikace, komplikace všeobecné a komplikace vázané na implantát, a klinické výsledky, které jsou hodnoceny podle škály Activities of Daily Living (ADL) a podle systému Prolova (99). Neurologický stav je sledován s využitím Frankelovy škály (28).

Hospital No. <input type="text"/>		Investigator's Name <input type="text"/>		<b>B. BRAUN</b> AESCLAP 78532 Tuttingen/Germany	
Patient ID-Number <input type="text"/>		Date of Examination <input type="text"/>		<b>SOCON</b> CLINICAL DOCUMENTATION	
Date of Birth <input type="text"/>		Date of Birth <input type="text"/>		<b>1. PREOPERATIVE DATA</b>	
Initials <input type="text"/>		Weight <input type="text"/>		Height <input type="text"/>	
Disc/facet <small>degenerative disease</small>		Spondylolisthesis <small>listh: degenerative spond</small>		Slipped disc	
Fracture <small>yes</small>		Fracture acc. to OERTZEN <small>A B C</small>		Acute Pathology <small>Yes No</small>	
Lumbar Scoliosis <small>slight Degenerative</small>		Stability <small>stable unstable</small>		Tumors <small>primary secondary</small>	
Degenerative disease <small>normal motion abnormal motion spondylosis</small>		Postoperative Instability after <small>spinal stenosis laminated disc spondylosis</small>		Osteomyelitis <small>specify</small>	
Previous Therapy (cont.) <small>none sufficient</small>		Psychosomatic <small>psychosomatic somatic unclear</small>		Subjective sympt. acc. to PROLO <small>chronic Functional</small>	
Clinical signs <small>Lesage</small>		Clinical signs <small>Lesage</small>		Clinical signs <small>Lesage</small>	
Activities (ADL) - Restrictions <small>Turning over Standing Washing Lifting forward</small>		Neurologic Assessment <small>Acute Neurologic Deficits acc. to FRANKEL</small>		Current Medications <small>none non-steroidal steroids</small>	
Pre-surgery <small>none decompression Discal Surgery/foram. Stenosis/foram. Stenosis</small>		Prognostic factors <small>none unclear severe/paralytic</small>		Pain level (VAS) <input type="text"/>	
Kyphosis Angle (°) <input type="text"/>		Involved Levels <input type="text"/>			
Subluxation <input type="text"/>		Displacement (%) <input type="text"/>			
Spondylolisthesis <small>Sagittal rotation (°)</small>		Osteolysis, MEYERDING-Grade <input type="text"/>			
Involved Levels <input type="text"/>		Myelography <small>normal central stenosis stenosis highly lateral stenosis</small>			
Facet block <input type="text"/>		Pain reproduction test (disc) <input type="text"/>			
External fixation <input type="text"/>		External fixation <input type="text"/>		External fixation <input type="text"/>	
Incomplete and/or unsigned form will be returned to you					
Signature _____ Date _____					
- Kennzeichnung -					
Preoperative Data Belegsatz 12 Beleg 1 Variante 4					

Obr. 31 : formulář klinické dokumentace: preoperační data

Hospital No. 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9		Investigator's Name _____		<b>B BRAUN</b> ARCOLAP 78532 Tuttlingen/Germany	
Patient ID-Number A B C D E F G H I J K L M N O P Q R S T U V W X Y Z		Date of Surgery 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9		Day Month Details Year	
<b>SOCON</b> <b>CLINICAL DOCUMENTATION</b> <b>2. SURGICAL DATA</b>					
<b>SURGICAL APPROACH</b>	<b>Posterior Instrumentation (SOCON)</b> <input type="checkbox"/> Operative <input type="checkbox"/> long - long approach <input type="checkbox"/> mixed long/short <input type="checkbox"/> posterior walkway <input type="checkbox"/> posterior frame <input type="checkbox"/> Technique    other: _____ specify: _____			<b>Reposition</b> Distraction    Sagittalisation <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/> partly complete <input type="checkbox"/> partly complete	
	<b>Instrumented Levels</b> T12 L1 S1 L2 T12 L3 T12 L4 T12 L5 T12 L5 S1 L1 L2 L3 L4 L5 S1 from _____ to _____		<b>Bone Quality</b> Change?    osteoporotic fracture? <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> osteoporotic <input type="checkbox"/> severe		<b>Decortication</b> <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/> yes
	<b>Laminectomy</b> <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/> yes	<b>Fusion Site</b> <input type="checkbox"/> facet joint <input type="checkbox"/> posterolateral <input type="checkbox"/> discal <input type="checkbox"/> anterior		<b>Bone Graft</b> <input type="checkbox"/> none <input type="checkbox"/> autograft <input type="checkbox"/> allograft <input type="checkbox"/> cadaver	
<b>Implant</b> <input type="checkbox"/> none <input type="checkbox"/> PVA-Bioresorb <input type="checkbox"/> none <input type="checkbox"/> non-implant					
<b>IMPLANTS</b>	<b>Pedicular Screws</b> stainless steel    Titanium <input type="checkbox"/> 8 mm <input type="checkbox"/> 9 mm <input type="checkbox"/> 10 mm <input type="checkbox"/> 12 mm		<b>Penetration Depth</b> <input type="checkbox"/> < 50% <input type="checkbox"/> 50-75% <input type="checkbox"/> > 75% <input type="checkbox"/> 100% locked?	<b>Length / Number</b> 35mm    40mm    45mm    50mm    55mm    60mm 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 <b>Total number</b> _____	
	<b>Rods</b> stainless steel    Titanium Length (mm): 40 45 50 55 60 70 80 90 100 110		<b>Number</b> <input type="checkbox"/> straight <input type="checkbox"/> angulated <input type="checkbox"/> none 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 <b>Total number</b> _____		
	<b>Cross link</b> stainless steel    Titanium		<b>Cross Bar</b> 50mm    60mm    70mm    80mm		<b>Total number</b> 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 10
	<b>Other Implants</b> <input type="checkbox"/> none <input type="checkbox"/> wire <input type="checkbox"/> hook <input type="checkbox"/> screw <input type="checkbox"/> plate <input type="checkbox"/> other specify: _____				
<b>POST - OP COMPLICATIONS</b>	<b>Operative Events</b> <input type="checkbox"/> fracture <input type="checkbox"/> fracture <input type="checkbox"/> fracture <input type="checkbox"/> fracture <input type="checkbox"/> fracture <input type="checkbox"/> fracture <input type="checkbox"/> no complication    other: _____ specify: _____				
	<b>Complications resolved?</b> <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> infection <input type="checkbox"/> screw loosening <input type="checkbox"/> dislodgement of hardware    other: _____ explain: _____ specify: _____				
<b>Immobilization</b> <input type="checkbox"/> cervical <input type="checkbox"/> thoracic <input type="checkbox"/> none <input type="checkbox"/> other <input type="checkbox"/> immobilized <input type="checkbox"/> non-immobilized How long? <input type="checkbox"/> < 3 weeks <input type="checkbox"/> 3-6 weeks <input type="checkbox"/> 6-12 weeks <input type="checkbox"/> > 12 weeks					
<b>Mobilization Physiotherapy</b> When? (after operation) <input type="checkbox"/> 1 week <input type="checkbox"/> 1 week <input type="checkbox"/> 2 weeks <input type="checkbox"/> 4 weeks <input type="checkbox"/> 6 weeks <input type="checkbox"/> 2 months <input type="checkbox"/> 3 months					
- Kontrollausdruck -					
Surgical Data    Belegsatz 12    Beleg 2 Variante 4					

Obr. 32 : formulář klinické dokumentace: peroperační data

**B BRAUN**  
AESCULAP  
78632 Tuttlingen/Germany

**SOCON**  
**CLINICAL DOCUMENTATION**

**3. POSTOPERATIVE EVALUATION**

Hospital No. \_\_\_\_\_ Investigator's Name \_\_\_\_\_

Date of Evaluation \_\_\_\_\_

Patient ID-Number \_\_\_\_\_

Day \_\_\_\_\_  
Month \_\_\_\_\_  
Year \_\_\_\_\_

**Follow-up**    post-op.    2 weeks    3 months    6 months    12 months    24 months    +2 years

**Wound healing**

normal    infections: superficial, deep    fasciitis    diabetes    edema    fever

**Complications**

General: ortho-related, ortho-unrelated, respiratory, neurological, cardiac-vascular, dental/ocular, general sepsis

others: \_\_\_\_\_ (Specify)

**Re-operation**

new discectomy, revision, others    screw-placement, replace/removed, none    Reinsertion: level extension, other

Related to: infection, wound healing, neuro-defects    T10, T11, T12, L1, L2, L3, L4, L5, S1

**CLINICAL EXAMINATION**

**Subjective sympt. acc. to PROLO**    **Clinical signs**    **Neurologic Assessment**

Economic: E1-E5    Lateral: normal, pos. 30-70°, pos. <30°    Motor distribution: none, slight, marked    Acute Neurologic Deficits acc. to FRANKEL: complete recovery only, Motor-recovery, Motor-sensory recovery

**Activities (ADL) - Restrictions**    **Current Medications**

Turning over, Standing, Walking, Learning forward    severe, moderate, none    severe, moderate, none    Opioid (ca. 10g), Lifting (ca. 20kg), Walking, Staircase    none, non-steroidal, steroids    corticosteroid, therapy, specify

**Subjective Evaluation**    **Patient satisfied with OP**    **Activities as opposed to preoperative**    **Pain level (VAS)**

fully satisfied, partially, dissatisfied    better, unchanged, worse    0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10

**RADIOGRAPHIC**

**Fusion Status**

Fused: bone bridge, independent bony, non-bony gaps    Not fused: (0-1 year post-op) anterior, posterior    Pseudarthrosis: (>1 year post-op) anterior, posterior    Bone-graft Resorption: posterior/anterior, variable    Instability: above fusion, in fusion, below fusion    X-Ray: AP, lateral, oblique, CT, MRI

**Kyphosis Angle (°)**    **Loss of Reduction**

0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10    none, partly, complete

**Spondylolisthesis**    **Sagittal rotation (°)**

Olisthesis, MEYERDING-Grade: I, II, III, IV, V    0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 100, 10, 1

Incomplete and/or unsigned form will be returned to you    Signature \_\_\_\_\_    Date \_\_\_\_\_

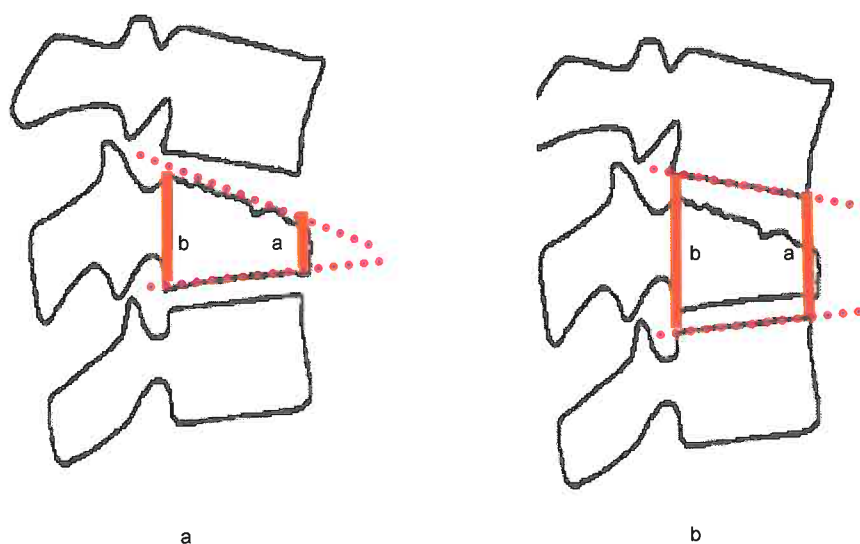
Obr. 33 : formulář klinické dokumentace: pooperační data

Základním údajem v tomto formuláři je z hlediska této studie úhel kyfotizace. Je zaznamenáván jako číslo větší než nula. Lordotizace je v této souvislosti zaznamenávána jako číslo menší než nula.

Kyfotizace (resp. lordotizace) je hodnocena ve dvou kategoriích:

1. úhel, který svírají krycí desky poraněného obratle („body angle“ – BA),
2. úhel, který svírají krycí desky sousedních obratlů („endplate angle“ – EA).

Doplňkovým údajem je „sagitální index“ (SI) podle Becka (7), kdy pro kyfózu platí výraz  $SI < 1,0$  a pro lordózu platí výraz  $SI > 1,0$  (obr. 34). Sagitální index těla je označen SI-BA, sagitální index pohybového segmentu (adekvátní k endplate angle) je označen SI-EA.



Obr. 34 : schéma měření morfologických výsledků:

a) „body angle“ (BA), a odpovídající sagitální index obratlového těla ( $SI-BA=a/b$ )

b) „endplate angle“ (EA) a odpovídající sagitální index pohybového segmentu ( $SI-EA = a/b$ )

### 6.3.1. HW A SW PODMÍNKY PRO MĚŘENÍ A ARCHIVACI

Rentgenové snímky byly digitalizovány pomocí transparentních skenerů UMAX 4000 U a Mustek Paragon 3600 PRO A3 USB2.0 3600x1800 CCD. Výchozím formátem skenovaného snímku byla velikosti 1:1.

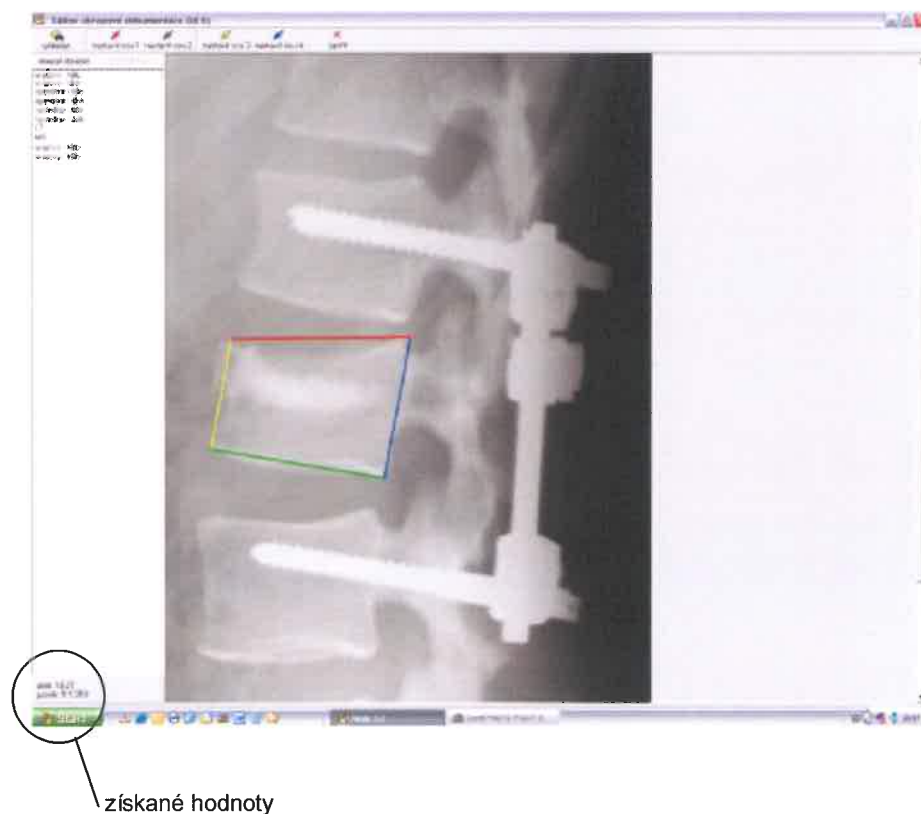
Pro měření úhlů a indexů na snímcích poraněných obratlů byl použit výpočetní program Medic<sup>®</sup>, který byl vytvořen v prostředí Visual Basic podle zadání autora této práce a je originálním produktem podporujícím archivaci digitalizovaných rentgenových snímků a měření úhlů a indexů. Získané údaje jsou jím spolu s dalšími demografickými a klinickými daty zapisovány do tabulky programu Excel a takto zpracované jsou dále hodnoceny statisticky.

Digitální měření bylo provedeno v 91,5% případů, 12 měření (8,5%) bylo provedeno pomocí analogového úhloměru (nízká kvalita snímků).

Grafický projev výpočetního programu MEDIC ukazuje obr. 35 .

Pro měřicí práce byly používány LCD monitory s úhlopříčkou 19" (maximální rozlišení 1280 x 1024 bodů, hodnota kontrastu 1000:1), které zajišťují dobrou reprodukci digitalizovaného rentgenového snímku ve vyhovující velikosti, která umožňuje orientovat se v detailech.





Obr. 35 : obrazovka měřicího programu MEDIC

### 6.3.2. METODY KLINICKÉHO HODNOCENÍ

Pro systematické klinické hodnocení bylo použito hodnocení aktivit každodenního života (ADL), hodnocení subjektivních symptomů podle Prola a Frankelova stupnice.

Parametr ADL hodnotí 8 typů každodenních aktivit (otáčení, stání, omývání, předklánění, sezení cca 60 minut, zvedání břemen – cca 20kg, chůze, sex). Každá z těchto aktivit je rozdělena do tří úrovní podle jejího omezení (těžké, střední, žádné). Vzniká tak rozmezí

hodnocení od 8 bodů (u nejtěžších restrikcí) po 24 bodů v případě nulového omezení.

Systém hodnocení subjektivních symptomů podle Prola a kol. (99) se skládá ze dvou 5ti stupňových klasifikací. První klasifikační stupnice se nazývá „Ekonomický stav“ a je sestavena z následujících stupňů:

11. úplná invalidita,
12. žádná výdělečná činnost (jen domácí práce nebo aktivity důchodce),
13. schopen (schopna) práce, nikoli v původním povolání,
14. vykonává původní povolání, ale ve zmenšeném rozsahu,
15. schopen (schopna) práce v původním povolání bez jakéhokoli omezení.

Druhou stupnicí tohoto hodnocení je „Funkční stav“. Je sestavena z následujících stupňů:

1. úplná neschopnost (případně horší stav než před léčbou),
2. mírná bolest zad a/nebo kořenové dráždění (nebo bolest stejná jak před léčbou, ale umožňující všechny úkony každodenního života),
3. nízká úroveň bolesti, schopen (schopna) všech běžných aktivit s výjimkou sportu,
4. žádná trvalá bolest, ale pacient má jednu nebo více epizod bolesti zad nebo kořenového dráždění,
5. žádné epizody bolesti zad, schopen (schopna) všech aktivit včetně sportu.

V obou kategoriích tedy je vyšší počet bodů příznakem lepšího výsledku.

Frankelova stupnice rozděluje neurologické poškození rovněž do 5ti kategorií. Nepopisuje úroveň poškození. Tento údaj je udáván jako

doplňěk této klasifikace. Jednotlivé kategorie jsou vyjmenovány v následujícím přehledu:

- A) úplná ztráta motoriky i čítí pod poraněným segmentem (complete paralysis),
- B) pod úrovni poškození zachováno jen čítí,
- C) neúplná ztráta motoriky a čítí pod úrovni léze (neužitečná motorika),
- D) oslabená motorická funkce pod úrovni léze,
- E) normální funkce.

Písmena jsou užívána k popisu klasifikovaného stavu (například Frankel A = úplná ztráta motoriky a čítí).

Pacienti byli hodnoceni morfologicky a klinicky v době po úraze, dále za jeden a za dva roky.

### 6.3.3. METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ

Morfologické výsledky byly získány hodnocením „body angle“ poraněného obratle, „endplate angle“ ve stejné lokalizaci a sagitálního indexu jako doplňkového parametru (SI). Tyto hodnoty byly sledovány v třech obdobích.

1. počáteční stav po úraze (U),
2. stav 1 rok po operaci (1R),
3. stav 2 roky po operaci (2R).

Pro jednotlivé parametry byly provedeny statistické testy ANOVA, a dvouvýběrový t-test nerovnosti rozptylů. Všechny testy jsou provedeny na hladině významnosti  $p > 0,05$ . Statistické testy byly

prováděny s použitím T kritéria (Studentovo rozdělení). Předpokladem pro spolehlivost testu je, aby testované rozdělení bylo normální (Gaussovo). Testy normality byly provedeny.

#### 6.4. VLASTNÍ SOUBOR PACIENTŮ

V době osmi let od roku 1997 do roku 2003 bylo ošetřeno 445 pacientů pomocí vnitřního fixátoru SOCON pro nestabilní zlomeninu torakolumbární páteře. Podstatou chirurgického výkonu bylo zavedení pedikulárních šroubů úhlově stabilního vnitřního fixátorů do pediklů sousedních obratlů. Nebyla prováděna posterolaterální déza.

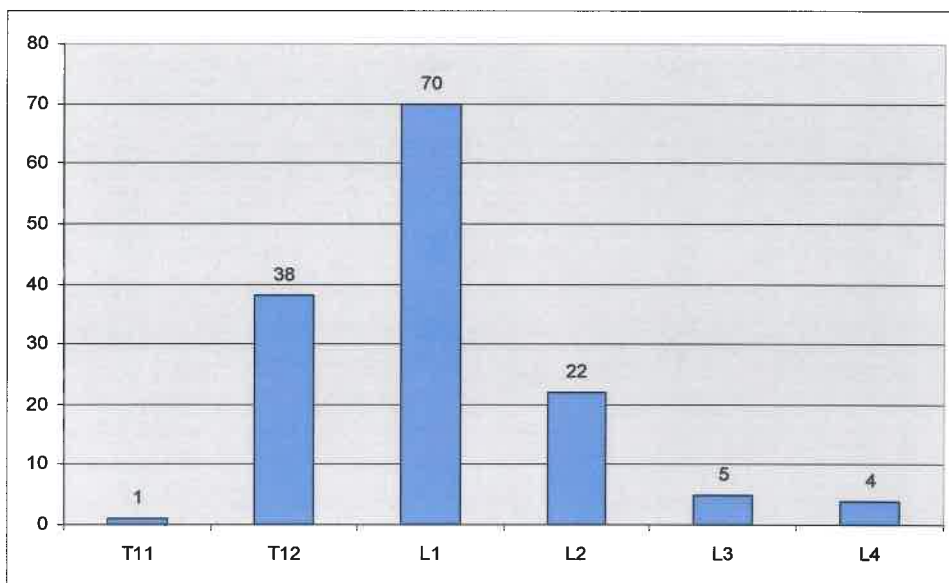
Soubor pacientů použitý pro tuto studii tvořili ti pacienti, kteří splňovali následující kritéria:

1. byla použita bioaktivní sklokeramika (BAS-0) k výplni zlomeného obratle,
2. podrobili se systematickému pooperačnímu sledování ,
3. neutrpěli při úraze závažnější neurologické poškození (byli vyloučeni pacienti s poškozením v rozmezí Frankel C – Frankel A),
4. vstupní rentgenová dokumentace je reprodukovatelná.

Do analyzovaného souboru nebyli zařazeni pacienti, jejichž LSC klasifikace překročila 6 bodů. Takto klasifikované zlomeniny byly ošetřeny primárně nebo sekundárně předním přístupem.

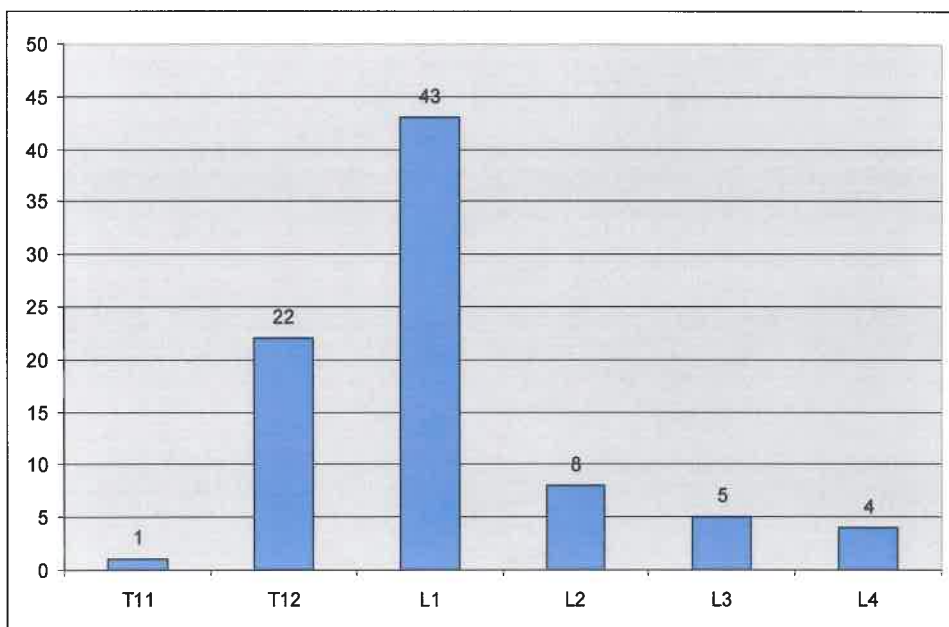
Uplatněním těchto kritérií byl získán soubor 140 pacientů operovaných v rozmezí let 1997 - 2003. Průměrný věk pacientů v tomto souboru je 44 let (14-78). Soubor je tvořen skupinou 83 mužů v průměrném věku 43,7 let (14-73) a 57 žen v průměrném věku 44,9 (15-78). Pacienti byli operováni akutně v rozmezí prvních 6ti dnů po úraze. Minimální doba sledování byla 24 měsíců, průměrná 29 měsíců.

Rozložení jednotlivých úrovní páteře, které byly v souboru pacientů ošetřeny ukazuje graf č. 1.

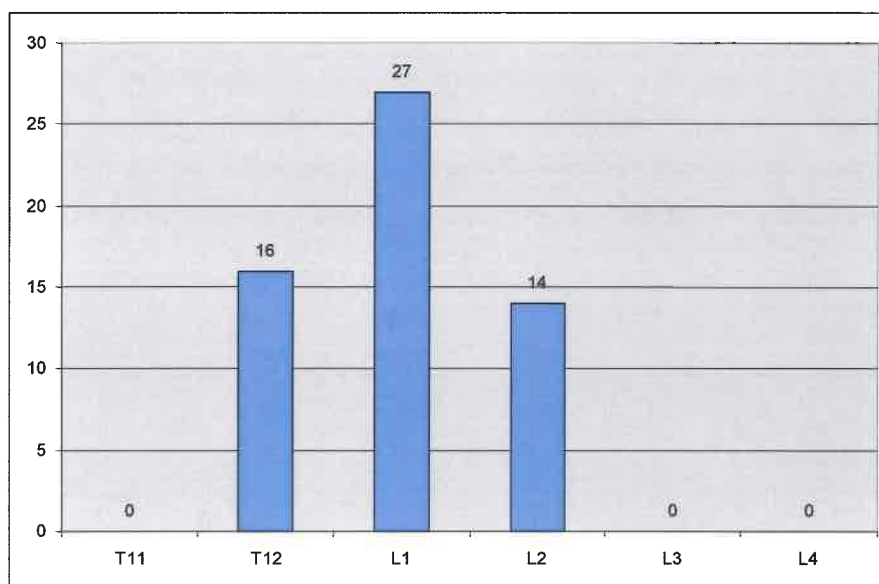


Graf 1: četnost ošetření jednotlivých obratlů torakolumbární páteře a analyzovaném souboru (n=140)

Distribuci ošetřených obratlů ve skupinách určených pohlavím ukazuje graf č. 2 (muži) a graf č. 3 (ženy).

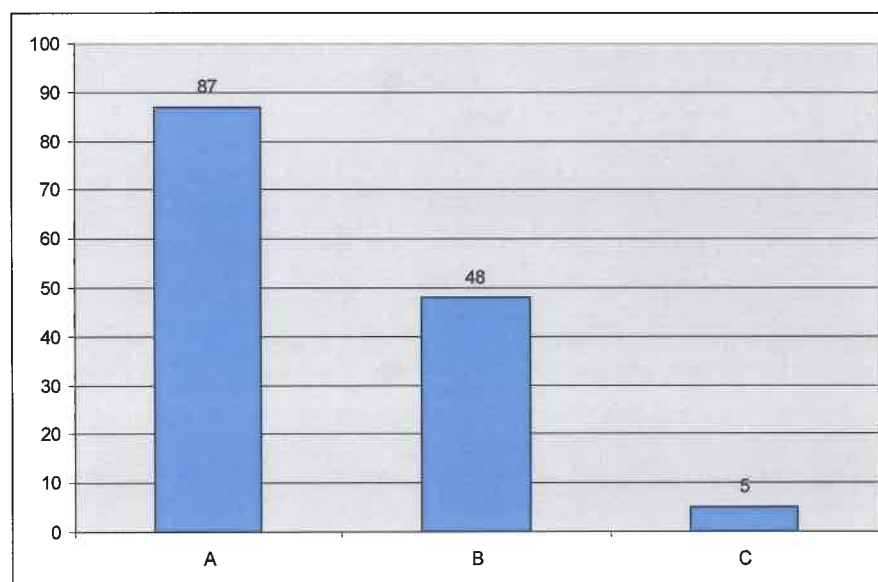


Graf 2: četnost ošetření jednotlivých obratlů torakolumbární páteře ve skupině mužů (n=83)



Graf 3: četnost ošetření jednotlivých obratlů torakolumbární páteře ve skupině žen (n=57)

Distribuce jednotlivých základních typů zlomenin podle klasifikace AO-ASIF ukazuje graf č. 4.



Graf 4: četnost výskytu jednotlivých typů zlomenin podle klasifikace AO-ASIF (n=140)

Zevní fixatér by odstraněn v 91 případech, v této skupině byla doba trvání vnitřního fixatéru průměrně 78 týdnů. V ostatních 49ti případech byl fixatér ponechán.

## 6.5. KOMPLIKACE

Ve zpracovávaném souboru pacientů léčených pro zlomeninu torakolumbární páteře s použitím bioaktivní sklokeramiky se vyskytl jediný případ spondylodiscitidy (kasuistika).

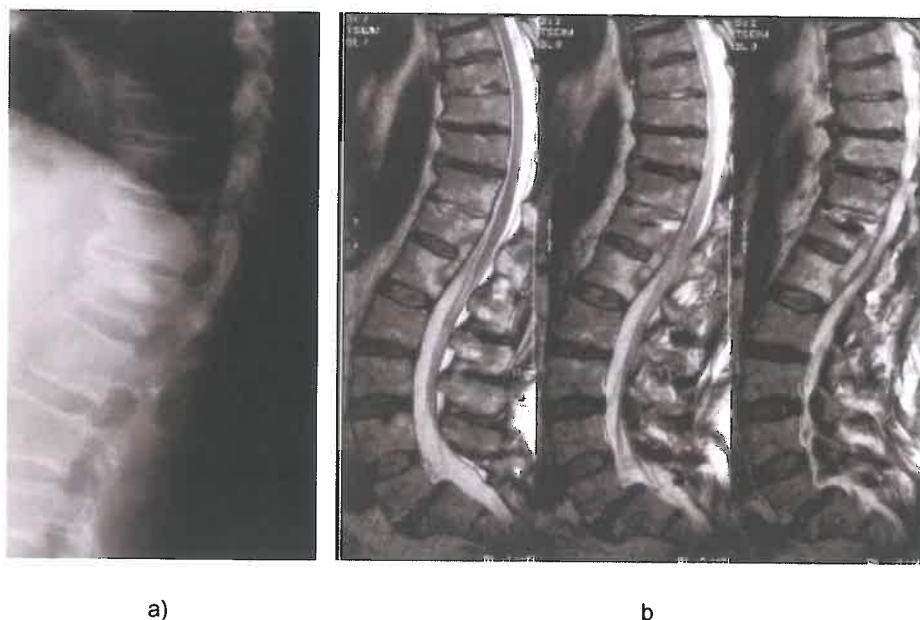
Kasuistika:

Pacient M.T. \*1947, dne 8.9.2000 pád se střechy - fr. T12 (nestabilní A.3.1) v terénu deformující spondylózy T páteře. Provedena stabilizace zlomeniny T12 (SOCON). Dne 9.11.2000 revize pro infekci v jizvě po stabilizaci (*Stafylococcus aureus*), provedena toaleta, Septopal. Dne 4.12.2000 rehospitalizace pro opakovanou sekreci z rány (*Stafylococcus species*) - konzervativní terapie. Dne 7.2.2001 hospitalizace na interním odd. (pneumonizovaný plicní infarkt vpravo, fluidotorax). Dne 12.4.2001 – pro trvalý píštěl odstranění fixatéru. Dne 7.6.2001 rehospitalizace pro projevy infektu jizvě po stabilizaci – konzervativní terapie. Dne 24.10.2001 hospitalizace chir. odd. – cholecystitis acuta et susp. pankreatitis. Dne 26.1.2002 hospitalizace na interním odd. - obstrukční ikterus, recidiva cholecystitis acuta acalculosa, difúzní hepatopatie steatotického charakteru. Dne 3.5.2002 hospitalizace na interním odd. – akutní cholangitis, akutní pankreatitida, sepse (*Klebsiella pneumoniae*). Zjištěna DM II. (na PAD a HMR), nefritida tubulointerstitialis chronica, psoriasis. Dne 14.6.2002 elektivní laparoskopická cholecystektomie (bez komplikací). Dne 16.6.2000 elektivní excize granulomu v jizvě po odstranění fixatéru. Dne 27.7.2004 absces ve stejné ráně (*Stafylococcus aureus*, *Acinetobacter*). Následně rehospitalizace 1.7.2005 – teploty, bolesti zad – spondylodiscitida T12/L1, T11/T12, L1, absces při spondylodiscitidě T12/L1 (obr. 36 a, b). Pro opakované ataky spondylodiscitidy dne 5.9.2005 provedena

pedikulární stabilizace T9,10 – L2,3, a následně dne 20.10.2005 provedena parciální somatektomie T11 a 12, vložen Synex Cage (obr. 37 ). Při operačním výkonu byl materiál BAS-0 odstraněn. Jeho spojení s kostí bylo narušeno, jeho odstranění bylo mechanicky snadné, částice drtě nebyly pevně do kosti inkorporovány (obr. 38 ).

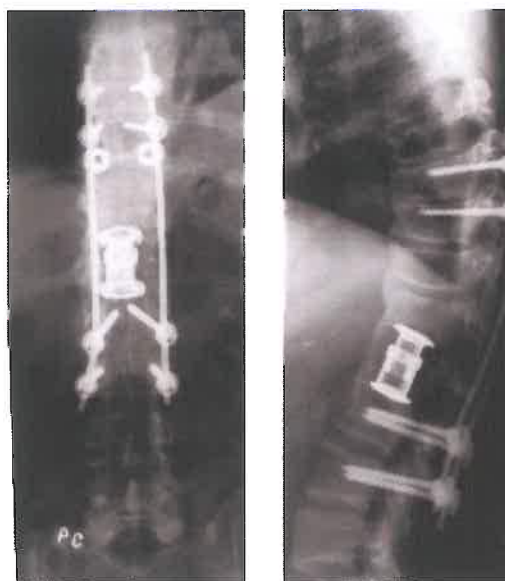
Pacient byl podroben opakovanému podrobnému imunologickému vyšetření. Imunodeficienci se ale nepodařilo se prokázat. V současné době je pacient bez potíží, bez neurologického deficitu a bez projevů recidivy zánětlivého procesu páteře.

Histologickým vyšetřením se podařilo prokázat bioaktivní vlastnosti použité sklokeramiky (obr. 39 , 40 ). Kostní tkáň obklopuje granule materiálu a přímo do nitra materiálu vrůstá bez vytváření vazivové mezivrstvy.

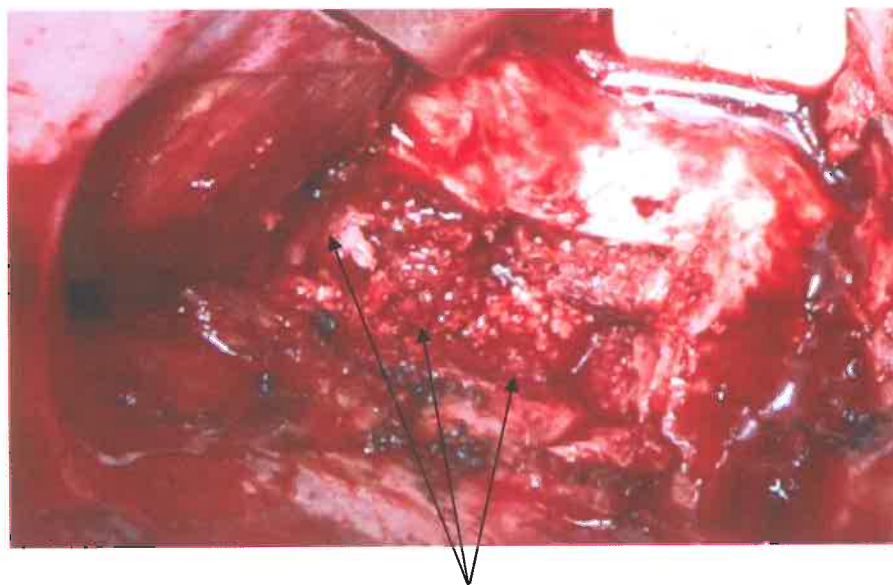


Obr. 36 : a) skiagram páteře pacienta M.T. 2 měsíce po odstranění fixatéru, b) MR v červenci ukazující formaci abscesu za tělem T12 a L1



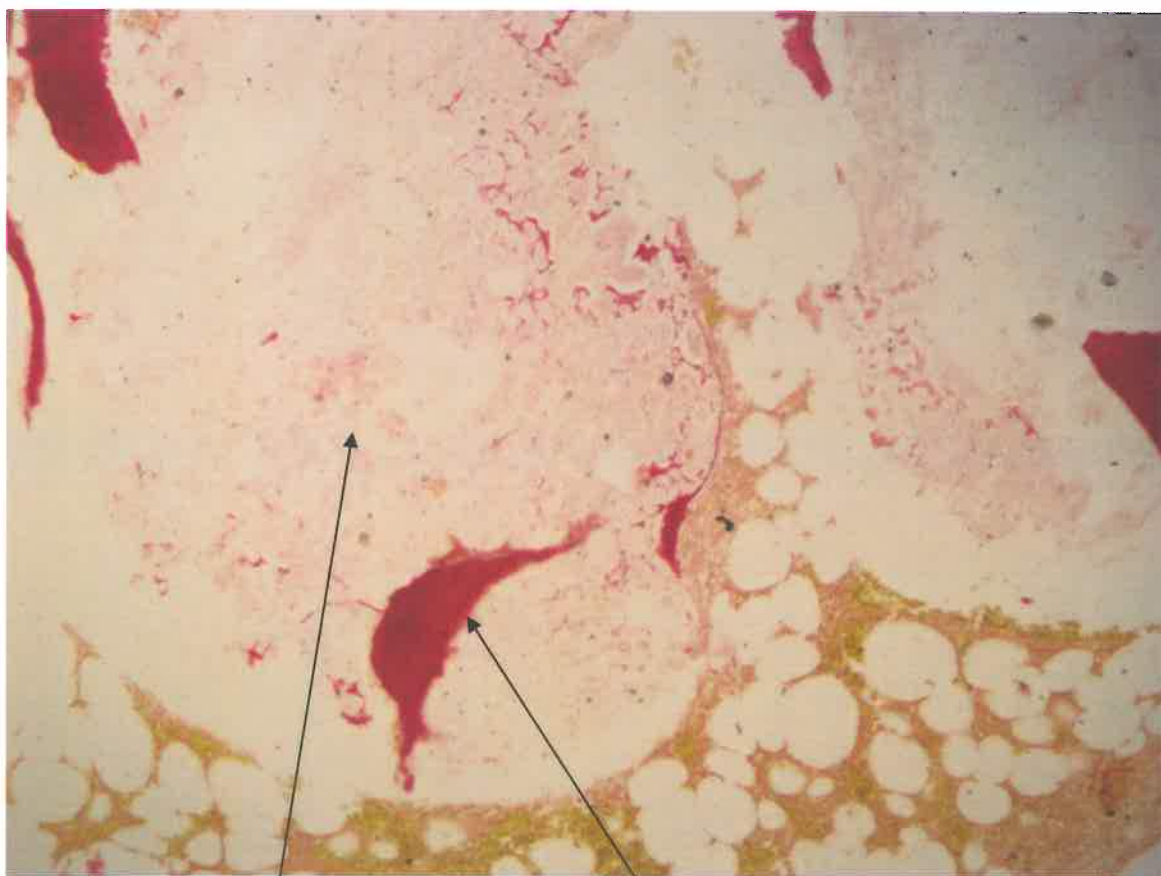


Obr. 37 : AP a bočný skiagram páteře pacienta M.T. po dvoudobém operačním léčení spondylodiscitidy T11/T12/L1 parciální somatektomií T12 a T11 a náhradou Synex. BAS-O odstraněn.



biokeramika

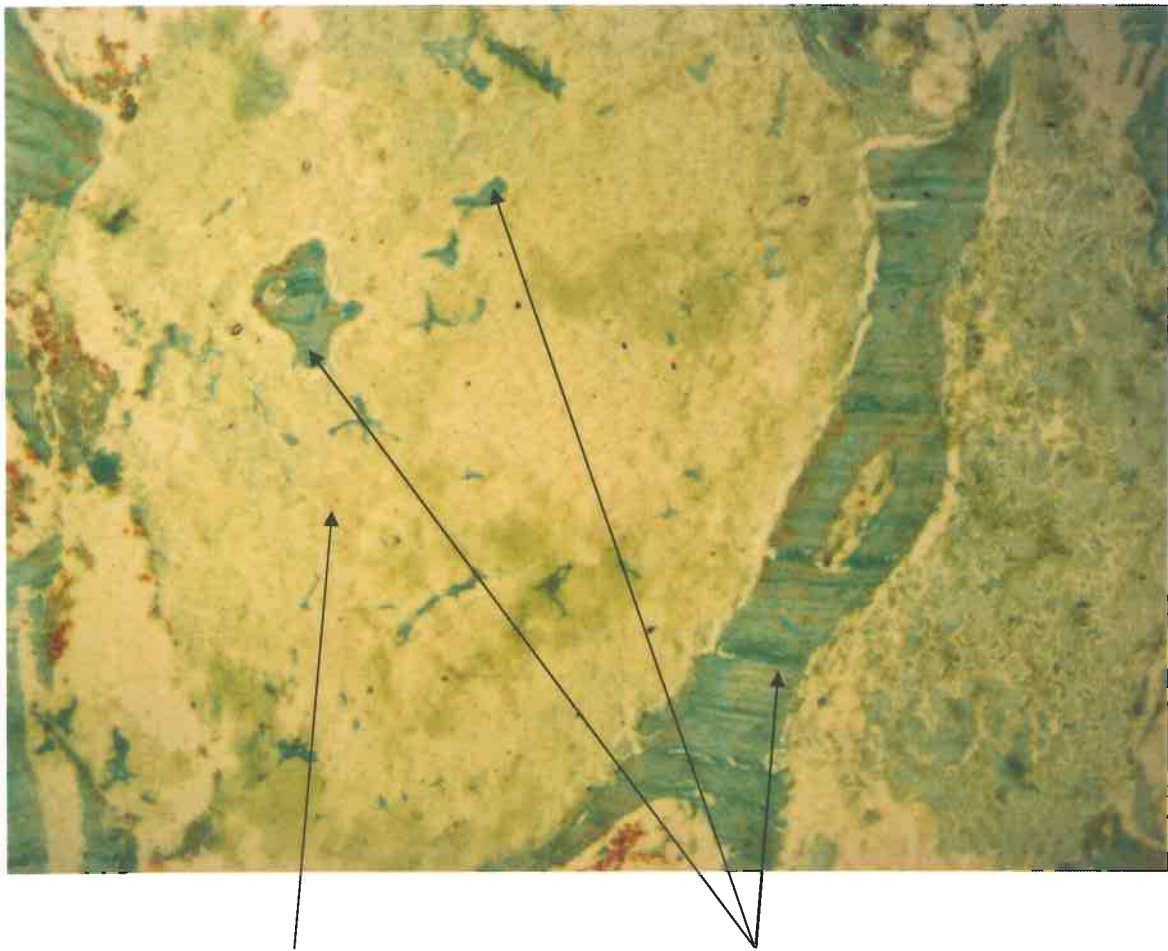
Obr. 38 : operace pacienta M.T. dne 20.10.2005 - pohled na otevřené tělo T12 s blokem bioaktivní sklokeramiky



bioaktivní sklokeramický materiál  
(granule)

vrostlá kost

Obr. 39 : histologické vyšetření (barvení dle van Giesona) bioaktivního sklokeramického materiálu vyjmutého při operaci (obr. 38)



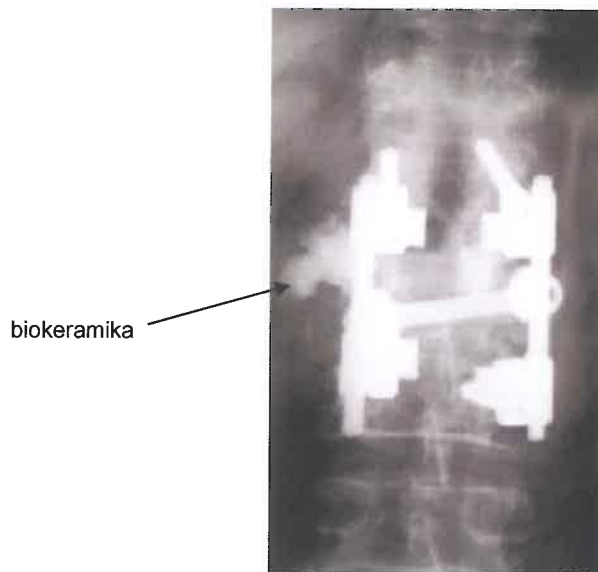
bioaktivní sklokeramický materiál  
(granule)

vrostlá kost

Obr. 40 : histologické vyšetření (zelený Massonův trichrom) bioaktivního sklokeramického materiálu vyjmutého při operaci (obr. 38)

Podíl infekčních komplikací následujících po primární operaci je 0,70%.  
V uvedeném souboru byla zjištěna zlomenina pedikulárního šroubu 2x (1,43%), ohnutí šroubů spojené se ztrátou korekce bylo nalezeno 1x (0,71%).

Bioaktivní sklokeramika uložená mimo obratel (obr. 41 ), byla zjištěna ve dvou případech vždy bez subjektivních i objektivních konsekvencí. Celkový výskyt nesprávných aplikací bioaktivní sklokeramiky v daném souboru je 1,43 %,



Obr. 41 : nesprávná aplikace bioaktivní sklokeramiky – umístění mimo obratel

## 7. VÝSLEDKY

### 7.1. MORFOLOGICKÉ VÝSLEDKY

Hodnoty pro obratlového těla (BA) a odpovídající sagitální index (SI-BA) jsou uvedeny v tabulce č. 2 a pro úhel kyfózy pohybového segmentu (EA) a odpovídající sagitální index (SI-EA) jsou uvedeny v tabulce č. 3.

	<i>BA (U-1R)</i>	<i>BA (1R-2R)</i>	<i>SI-BA (U-1R)</i>	<i>SI-BA (1R-2R)</i>
Stř. hodnota	-8,84457143	1,746071429	0,264416	0,094473423
Rozptyl	23,77987535	7,23997798	0,351095	0,333460999
Pozorování	140	140	140	140
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		0	
Rozdíl	216		278	
t stat	-15,0803262		2,430309	
P(T<=t) (1)	6,94475E-36		0,007859	
t krit (1)	1,651937964		1,650353	
P(T<=t) (2)	1,38895E-35		0,015719	
t krit (2)	1,971006895		1,968533	

Tabulka č. 2: Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů pro změnu BA a SI-BA během prvního (U-1R) a druhého roku (1R-2R)

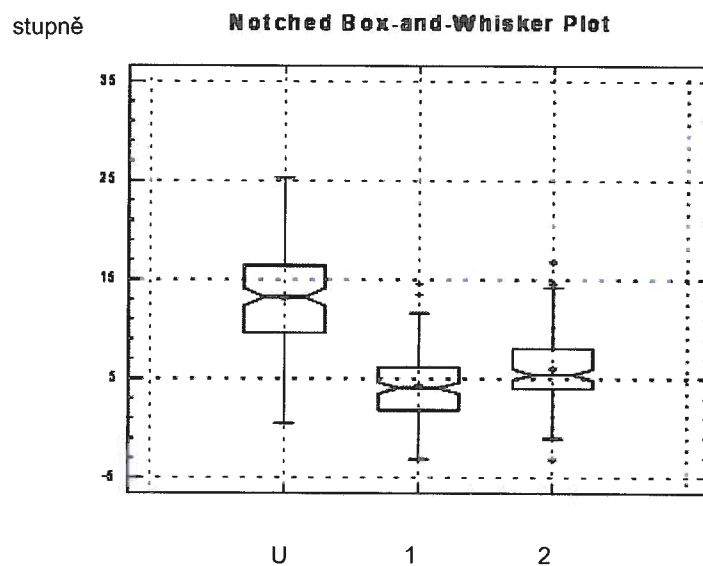
	<i>EA (U-1R)</i>	<i>EA (1R-2R)</i>	<i>SI-EA (U-1R)</i>	<i>SI-EA (1R-2R)</i>
Stř. hodnota	-7,501714286	5,62550714	0,165368	0,09900888
Rozptyl	1313,97245	33,08549421	0,017408	0,02561026
Pozorování	140	140	140	140
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		0	
Rozdíl	146		268	
t stat	-0,604855542		3,785648	
P(T<=t) (1)	0,27310695		9,46E-05	
t krit (1)	1,655357664		1,65056	
P(T<=t) (2)	0,5462139		0,000189	
t krit (2)	1,976345629		1,968856	

Tabulka č. 3: Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů pro změnu EA a SI-EA během prvního (U-1R) a druhého roku (1R-2R)

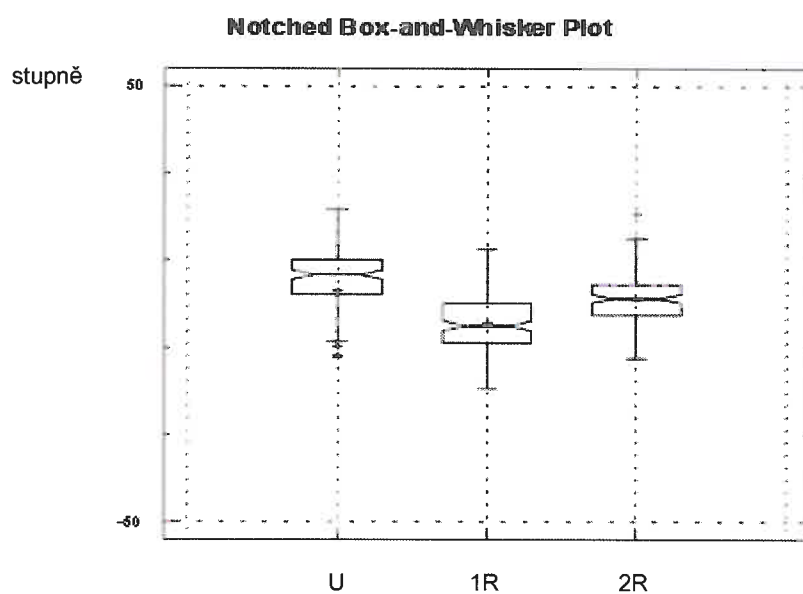
Z těchto testů vyplývají následující výsledky:

1. Kyfóza (BA a EA) se během prvního roku (U-1R) zmenší o 8,84, resp. 7,5.
2. Kyfóza (tytéž veličiny) se během druhého roku (1R-2R) zvětší o 1,74, resp. 5,62.
3. Zvětšení kyfózy na konci druhého roku (1R-2R) je statisticky průkazně menší než předchozí zmenšení.
4. Sagitální indexy (SI-BA a SI-EA) se během prvního roku (U-1R) zvětší o 0,26 resp. 0,17.
5. Sagitální indexy (tytéž veličiny) se během druhého roku (1R-2R) zmenší o 0,09 resp. 0,01.
6. Zvětšení není statisticky průkazně menší než předchozí zvětšení.

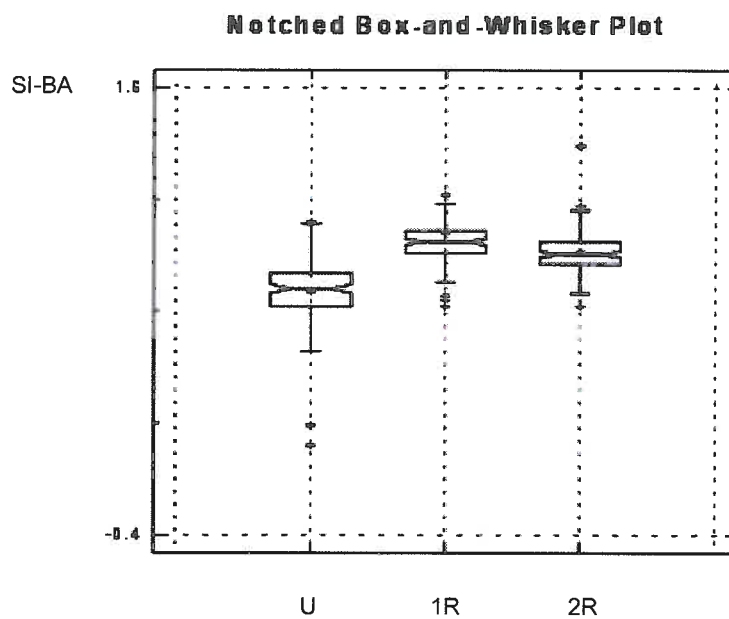
Grafické vyjádření těchto výsledků ukazují grafy 5 – 8.



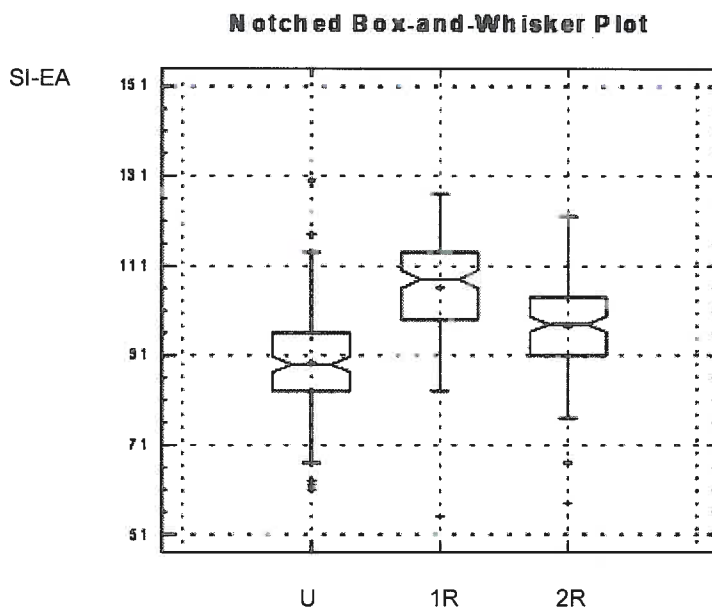
Graf 5: hodnoty BA po úrazu (U), po 1. roce (1R) a na konci druhého roku (2R)



Graf 6: hodnoty EA po úrazu (U), po 1. roce (1R) a na konci druhého roku (2R)



Graf 7: hodnoty SI-BA po úrazu (U), po 1. roce (1R) a na konci druhého roku (2R)



Graf 8: hodnoty SI-EA po úrazu (U), po 1. roce (1R) a na konci druhého roku (2R)

Z porovnání morfologických výsledků ve skupině ponechaných (FP) a odstraněných fixatérů (FO) vyplývá, že skupina FP vykazuje statisticky významně menší kyfotizaci obratlového těla (BA) i pohybového segmentu (EA) na konci sledovaného období, než skupina FO.

Tyto výsledky dokumentují tabulky č. 4 a 5 a graf č. 9 a 10.

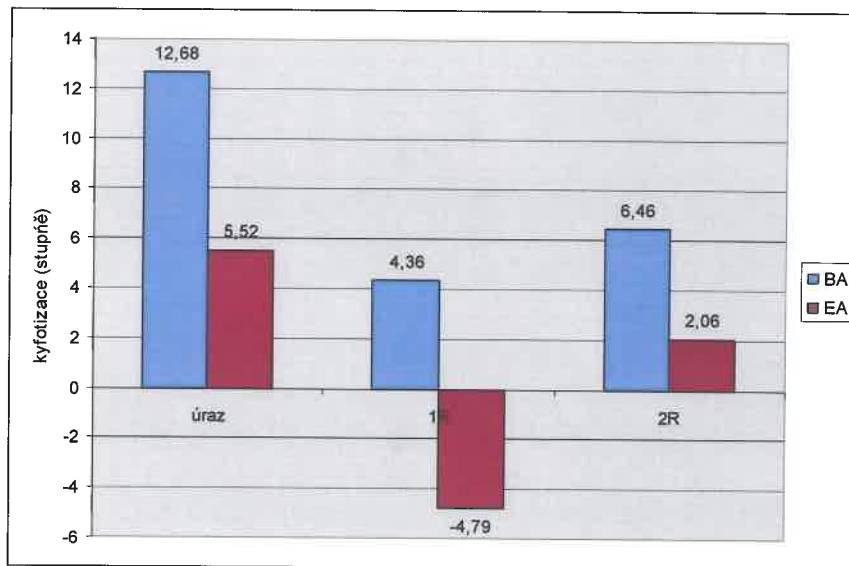
Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
BA(2R)		
	FP	FO
Stř. hodnota	4,707959	6,467143
Rozptyl	12,54007	12,01605
Pozorování	49	91
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	97	
t stat	-2,82433	
P(T<=t) (1)	0,002876	
t krit (1)	1,660715	
P(T<=t) (2)	0,005751	
t krit (2)	1,984722	

Tabulka č. 4: dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů pro porovnání BA(2R) ve skupině FP a FO: nutno zamítnout nulovou hypotézu ve prospěch hypotézy FP < FO

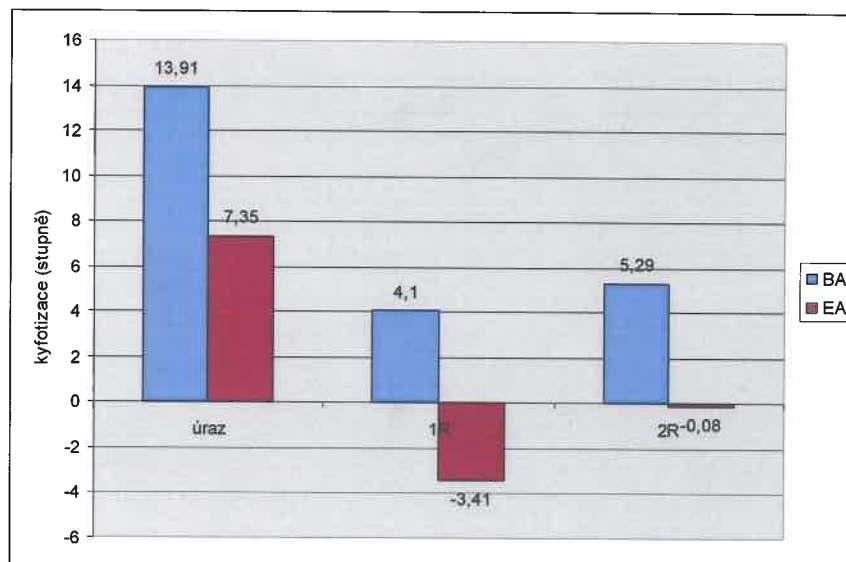
Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
EA(2R)		
	FP	FO
Stř. hodnota	-2,39367	2,066813
Rozptyl	33,80263	38,61587
Pozorování	49	91
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	104	
t stat	-4,22572	
P(T<=t) (1)	2,56E-05	
t krit (1)	1,659637	
P(T<=t) (2)	5,12E-05	
t krit (2)	1,983035	

Tabulka č. 5: dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů pro porovnání EA(2R) ve skupině FP a FO: nutno zamítnout nulovou hypotézu ve prospěch hypotézy FP < FO





Graf 9: morfologické výsledky (BA a EA) v souboru pacientů, kterým byl odstraněn fixátor (FO)



Graf 10: morfologické výsledky (BA a EA) v souboru pacientů, kterým byl ponechán fixátor (FP)

Morfologické výsledky analyzované z hlediska případné závislosti na pohlaví a úrovni poraněného obratle jsou uvedeny v tabulkách č. 6 - 17.

BA(U)	L1	L2	T12
M	14,15	9,99	14,09
F	13,63	13,07	11,99

Anova: dva faktory bez opakování

Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
M	3,00	38,23	12,74	5,68
F	3,00	38,69	12,90	0,70
L1	2,00	27,78	13,89	0,13
L2	2,00	23,06	11,53	4,72
T12	2,00	26,08	13,04	2,22

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,03	1,00	0,03	0,01	0,93	18,51
Sloupce	5,72	2,00	2,86	0,81	0,55	19,00
Chyba	7,04	2,00	3,52			
Celkem	12,79	5,00				

Tabulka č. 6: test nezávislosti BA(U) na pohlaví a poloze obratle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle

SI-BA(U)	L1	L2	T12
M	0,66	0,66	0,64
F	0,69	0,73	0,77

Anova: dva faktory bez opakování

Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
M	3,00	1,96	0,65	0,00
F	3,00	2,19	0,73	0,00
L1	2,00	1,35	0,67	0,00
L2	2,00	1,39	0,69	0,00
T12	2,00	1,41	0,71	0,01

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,01	1,00	0,01	6,67	0,12	18,51
Sloupce	0,00	2,00	0,00	0,40	0,72	19,00
Chyba	0,00	2,00	0,00			
Celkem	0,01	5,00				

Tabulka č. 7: test nezávislosti SI-BA(U) na pohlaví a poloze obratle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle

EA(U)	L1	L2	T12				
M		6,72	1,72	9,80			
F		5,26	-24,16	8,59			
Anova: dva faktory bez opakování							
	Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl		
	M	3,00	18,24	6,08	16,62		
	F	3,00	-10,31	-3,44	324,93		
	L1	2,00	11,98	5,99	1,07		
	L2	2,00	-22,44	-11,22	334,98		
	L12	2,00	18,39	9,20	0,73		
ANOVA							
	Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
	Řádky	135,87	1,00	135,87	1,35	0,36	18,51
	Sloupce	482,21	2,00	241,10	2,40	0,29	19,00
	Chyba	200,90	2,00	100,45			
	Celkem	818,98	5,00				

Tabulka č. 8: test nezávislosti EA(U) na pohlaví a poloze obratle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle

SI-EA(U)	L1	L2	T12				
M		0,88	0,95	0,82			
F		0,90	0,93	0,88			
Anova: dva faktory bez opakování							
	Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl		
	M	3,00	2,65	0,88	0,00		
	F	3,00	2,72	0,91	0,00		
	L1	2,00	1,78	0,89	0,00		
	L2	2,00	1,89	0,94	0,00		
	L12	2,00	1,70	0,85	0,00		
ANOVA							
	Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
	Řádky	0,00	1,00	0,00	0,93	0,44	18,51
	Sloupce	0,01	2,00	0,00	5,55	0,15	19,00
	Chyba	0,00	2,00	0,00			
	Celkem	0,01	5,00				

Tabulka č. 9: test nezávislosti SI-EA(U) na pohlaví a poloze obratle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle

BA(1R)	L1	L2	T12			
m	4,00	3,92	5,88			
f	3,53	4,00	4,74			
Anova: dva faktory bez opakování						
Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl		
M	3,00	13,80	4,60	1,23		
F	3,00	12,27	4,09	0,37		
L1	2,00	7,53	3,77	0,11		
L2	2,00	7,92	3,96	0,00		
L12	2,00	10,62	5,31	0,66		
ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,39	1,00	0,39	2,07	0,29	18,51
Sloupce	2,83	2,00	1,41	7,48	0,12	19,00
Chyba	0,38	2,00	0,19			
Celkem	3,60	5,00				

Tabulka č. 10: test nezávislosti BA(1R) na pohlaví a poloze obrátle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obrátle

SI-BA(1R)	L1	L2	T12			
M	0,91	0,90	0,85			
F	1,16	0,93	0,90			
Anova: dva faktory bez opakování						
Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl		
M	3,00	2,66	0,89	0,00		
F	3,00	3,00	1,00	0,02		
L1	2,00	2,07	1,04	0,03		
L2	2,00	1,83	0,92	0,00		
L12	2,00	1,75	0,88	0,00		
ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,02	1,00	0,02	2,40	0,26	18,51
Sloupce	0,03	2,00	0,01	1,74	0,36	19,00
Chyba	0,02	2,00	0,01			
Celkem	0,06	5,00				

Tabulka č. 11: test nezávislosti SI-BA(1R) na pohlaví a poloze obrátle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obrátle

EA(1R)	L1	L2	T12		1/OD2	
M	-5,24	-7,20	-1,68		1,027385	
F	-2,61	-7,05	-1,17		0,997755	
Anova: dva faktory bez opakování					1,11	
<i>Faktor</i>	<i>Počet</i>	<i>Součet</i>	<i>Průměr</i>	<i>Rozptyl</i>		
M	3,00	-14,12	-4,71	7,82	1,09	
F	3,00	-10,83	-3,61	9,39	1,02	
L1	2,00	-7,85	-3,92	3,47		
L2	2,00	-14,25	-7,12	0,01		
L12	2,00	-2,85	-1,43	0,13		
ANOVA						
<i>Zdroj variability</i>	<i>SS</i>	<i>Rozdíl</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Hodnota P</i>	<i>F krit</i>
Řádky	1,80	1,00	1,80	1,99	0,29	18,51
Sloupce	32,61	2,00	16,30	18,02	0,05	19,00
Chyba	1,81	2,00	0,90			
Celkem	36,22	5,00				

Tabulka č. 12: test nezávislosti EA(1R) na pohlaví a poloze obrátle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obrátle (téměř lze prokázat závislost na poloze obrátle)

SI-EA(1R)	L1	L2	T12			
M	1,09	1,11	1,027385			
F	1,02	1,11	0,997755			
Anova: dva faktory bez opakování						
<i>Faktor</i>	<i>Počet</i>	<i>Součet</i>	<i>Průměr</i>	<i>Rozptyl</i>		
M	3,00	3,22	1,07	0,00		
F	3,00	3,13	1,04	0,00		
L1	2,00	2,11	1,06	0,00		
L2	2,00	2,21	1,11	0,00		
L12	2,00	2,03	1,01	0,00		
ANOVA						
<i>Zdroj variability</i>	<i>SS</i>	<i>Rozdíl</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Hodnota P</i>	<i>F krit</i>
Řádky	0,00	1,00	0,00	2,83	0,23	18,51
Sloupce	0,01	2,00	0,00	8,65	0,10	19,00
Chyba	0,00	2,00	0,00			
Celkem	0,01	5,00				
Prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obrátle						

Tabulka č. 13: test nezávislosti SI-EA(1R) na pohlaví a poloze obrátle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obrátle

BA(2R)	L1	L2	T12			
m		5,80	4,69	8,11		
f		5,84	4,10	6,99		
Anova: dva faktory bez opakování						
Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl		
M	3,00	18,61	6,20	3,05		
F	3,00	16,93	5,64	2,13		
L1	2,00	11,64	5,82	0,00		
L2	2,00	8,79	4,39	0,18		
L12	2,00	15,11	7,55	0,63		
ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,47	1,00	0,47	2,77	0,24	18,51
Sloupce	10,02	2,00	5,01	29,64	0,03	19,00
Chyba	0,34	2,00	0,17			
Celkem	10,83	5,00				
Prokázána nezávislost na pohlaví						
Prokázána závislost na poloze obrátle						

Tabulka č. 14: test nezávislosti BA(2R) na pohlaví a poloze obrátle:  
 prokázána nezávislost na pohlaví, prokázána závislost na poloze obrátle

SI-BA(2R)	L1	L2	T12			
M	0,87	0,92	0,841221			
F	0,86	0,91	0,812512			
Anova: dva faktory bez opakování						
Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl		
M	3,00	2,63	0,88	0,00		
F	3,00	2,59	0,86	0,00		
L1	2,00	1,73	0,86	0,00		
L2	2,00	1,83	0,91	0,00		
L12	2,00	1,65	0,83	0,00		
ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,00	1,00	0,00	3,02	0,22	18,51
Sloupce	0,01	2,00	0,00	44,16	0,02	19,00
Chyba	0,00	2,00	0,00			
Celkem	0,01	5,00				

Tabulka č. 15: test nezávislosti SI-BA(2R) na pohlaví a poloze obrátle:  
 prokázána nezávislost na pohlaví, prokázána závislost na poloze obrátle

EA(2R)	L1	L2	T12
M	0,05	-1,98	3,949571
F	1,87	-2,51	7,53375

Anova: dva faktory bez opakování

Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
M	3,00	2,03	0,68	9,07
F	3,00	6,89	2,30	25,33
L1	2,00	1,92	0,96	1,64
L2	2,00	-4,48	-2,24	0,14
L12	2,00	11,48	5,74	6,42

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	3,95	1,00	3,95	1,85	0,31	18,51
Sloupce	64,54	2,00	32,27	15,16	0,06	19,00
Chyba	4,26	2,00	2,13			
Celkem	72,75	5,00				

Tabulka č. 16: test nezávislosti EA(2R) na pohlaví a poloze obratle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle

SI-EA(2R)	L1	L2	T12
M	0,99	1,00	0,94
F	0,97	1,04	0,87

Anova: dva faktory bez opakování

Faktor	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
M	3,00	2,94	0,98	0,00
F	3,00	2,89	0,96	0,01
L1	2,00	1,97	0,98	0,00
L2	2,00	2,04	1,02	0,00
L12	2,00	1,81	0,91	0,00

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Řádky	0,00	1,00	0,00	0,31	0,63	18,51
Sloupce	0,01	2,00	0,01	5,04	0,17	19,00
Chyba	0,00	2,00	0,00			
Celkem	0,02	5,00				

Tabulka č. 17: test nezávislosti SI-EA(2R) na pohlaví a poloze obratle:  
prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle

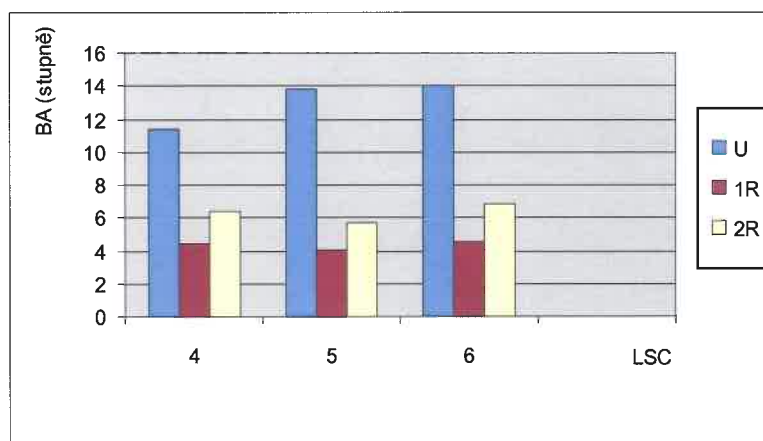
U dvou proměnných, BA(2R) a SI-BA(2R) byla prokázána slabá závislost na poloze obratle. U proměnné EA(1R) byla téměř prokázána slabá závislost na poloze obratle. Ve všech ostatních případech prokázána nezávislost na pohlaví i poloze obratle.

Morfologické výsledky sestavené podle jednotlivých obratlů ukazuje tabulka 18.

obratel	SI-		SI-		SI-		SI-		SI-		SI-	
	BA(U)	BA(U)	EA(U)	EA(U)	BA(1R)	BA(1R)	EA(1R)	EA(1R)	BA(2R)	BA(2R)	EA(2R)	EA(2R)
T11	17,76	0,61	5,19	0,96	10,85	0,77	10,05	0,83	12,45	0,75	9,91	0,83
T12	13,21	0,70	9,29	0,85	5,40	0,87	-1,47	1,01	7,63	0,83	5,50	0,91
L1	13,95	0,67	6,16	0,89	3,82	1,01	-4,22	1,06	5,82	0,86	0,75	0,99
L2	11,95	0,71	-14,75	0,94	3,97	0,92	-7,10	1,11	4,31	0,91	-2,31	1,03
L3	12,13	0,64	1,28	0,99	3,37	0,97	-12,71	1,14	4,95	0,91	-2,66	1,02
L4	4,21	0,88	-6,15	1,11	2,62	0,93	-10,60	1,19	5,25	0,85	-4,49	1,10

Tabulka č. 18: přehled morfologických výsledků zlomenin jednotlivých obratlů

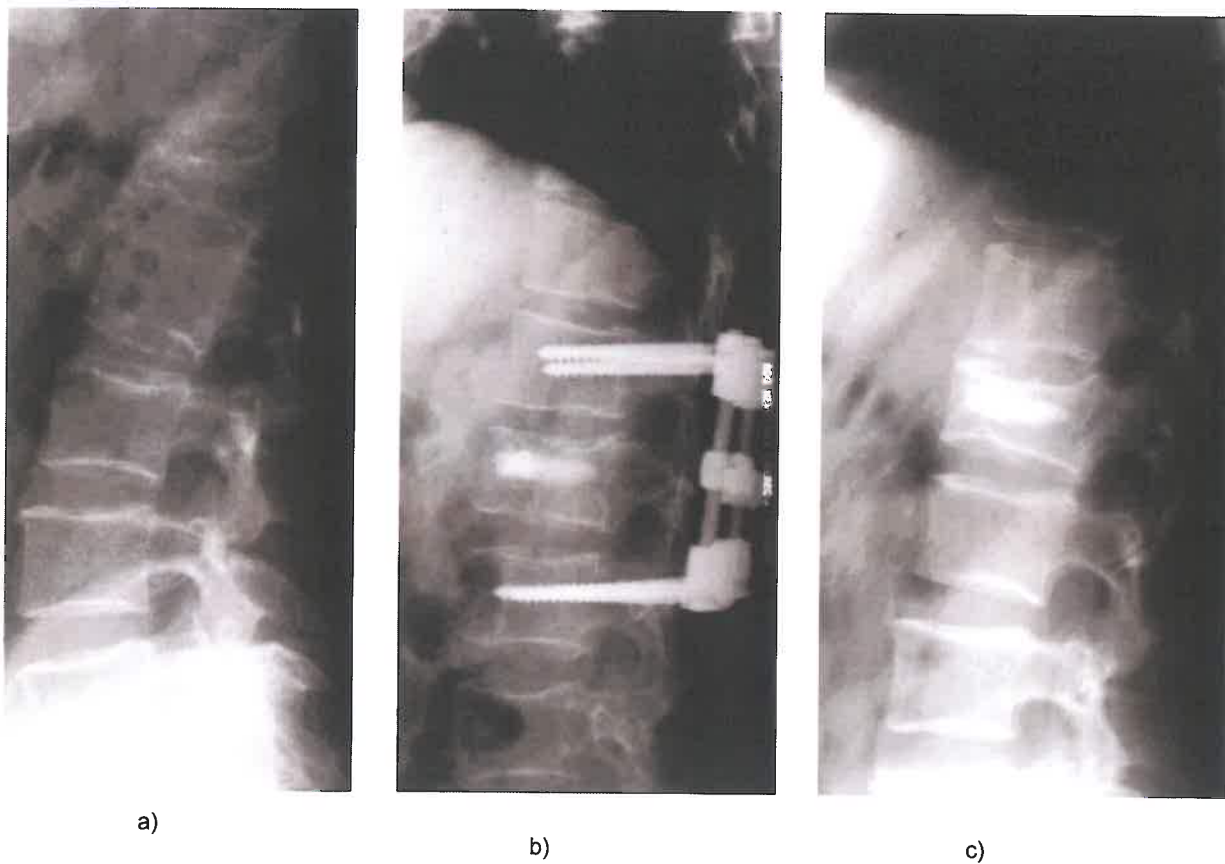
Analýzou morfologických výsledků v jednotlivých skupinách dle klasifikace LSC byla prokázána závislost BA s LSC. Poznatek ilustruje graf č. 11. Závislost ostatních hodnot není prokázána.



Graf 11: vzájemný vztah morfologického výsledku (BA) a hodnocení zlomeniny dle LSC v jednotlivých fázích sledování

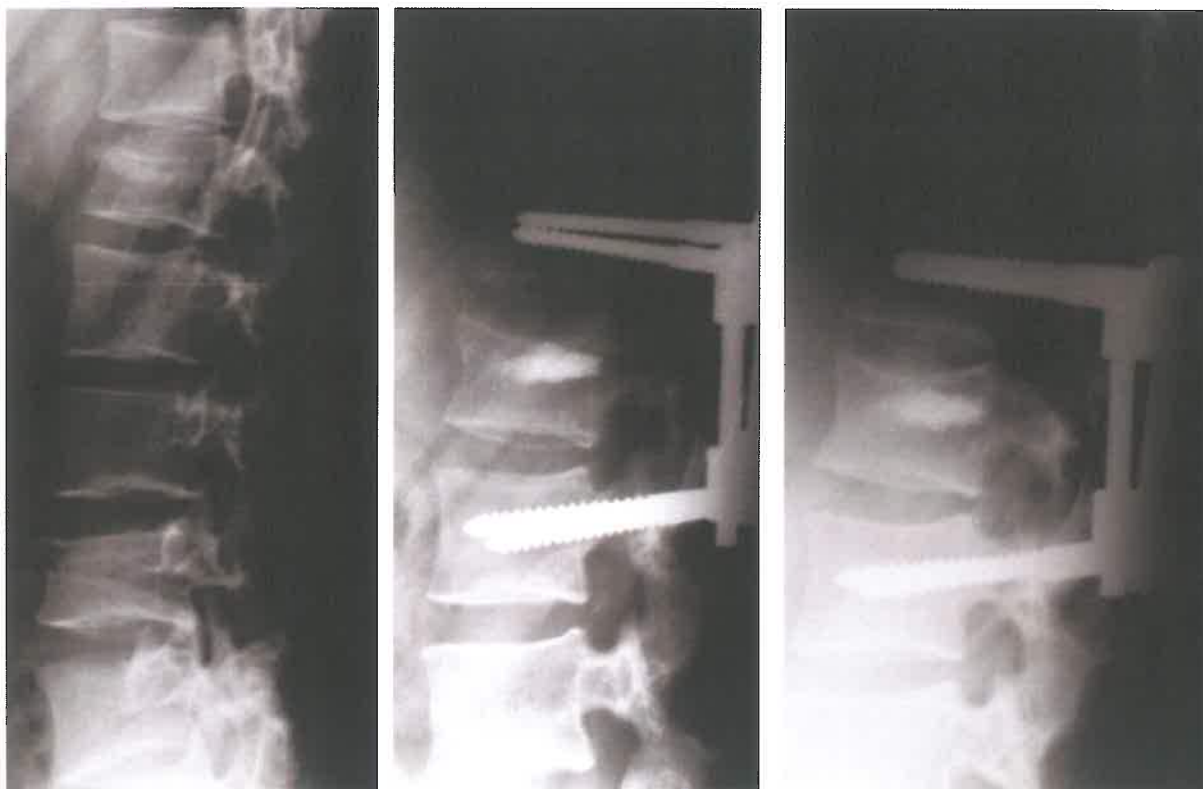


Skiagramy typické pro léčení zlomeniny L1 s odstraněním fixátoru ukazuje obr. 42 a, b, c.



Obr. 42 : zlomenina L1: skiagram a) poúrazový, b) na konci prvního roku po operaci (1R), c) na konci druhého roku, fixatér odstraněn

Skiagramy typické pro léčeni zlomeniny T12 s ponecháním fixátoru ukazuje obr. 43 a, b, c.



a)

b)

c)

Obr. 43 : zlomenina L1: skiagram a) p ourazov y, b) na konci prv n ho roku po operaci (1R), c) na konci druhého roku, fixatér ponechán

## 7.2. KLINICKÉ VÝSLEDKY

Klinické výsledky byly získány hodnocením parametru ADL, ekonomického (Prolo E) a funkčního stavu (Prolo F) (99) na konci dvouletého sledování. Ve skupině pacientů, kterým byl fixatér odstraněn, byly získány na konci sledovacího období (min. 24 měsíců, průměrně 29 měsíců) výsledky uvedené v tabulce 19.

	ADL	%	Prolo E	%	Prolo F	%
průměr	21,62	90,08	4,27	85,40	3,90	78,00
medián	22		5		4	
modus	24		5		4	
rozptyl	16 - 24		2 - 5		2 - 5	

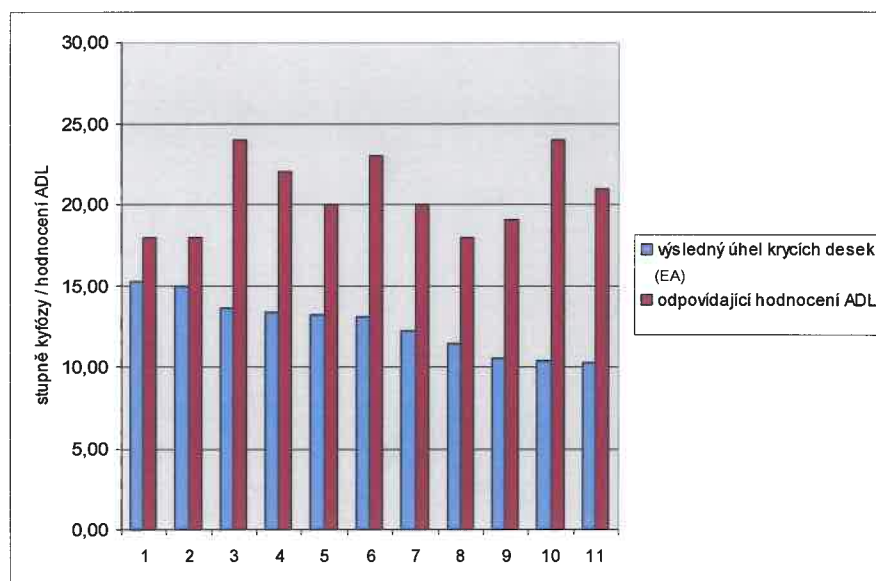
Tabulka č. 19: přehled výsledků klinického vyšetření ve skupině pacientů s odstraněným fixátérem

Skupina 11ti pacientů s odstraněným fixátérem, jejichž výsledná kyfotizace („endplate angle“) byla větší než 10 stupňů (morfologicky nejhorší výsledky), byla analyzována samostatně. Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 20.

	ADL	%	Prolo E	%	Prolo F	%
průměr	20,64	86,00	3,91	78,20	3,73	74,60
medián	20		4		4	
modus	18		3		4	
rozptyl	18 - 24		3 - 5		3 - 5	

Tabulka č. 20: přehled výsledků klinického vyšetření ve skupině pacientů s odstraněným fixátérem a s výsledným EA > 10 stupňů

Vztah morfologického a klinického výsledku (ADL) ukazuje graf č. 12.



Graf 12: vzájemný vztah morfologického výsledku (EA) a hodnocení ADL

Vyšetřením pacientů s trvajícím fixátorem byly získány výsledky uvedené v tabulce č. 21.

	ADL	%	Prolo E	%	Prolo F	%
průměr	21,87	91,12	4,48	89,60	4,09	81,80
medián	22		5		4	
modus	24		5		4	
rozptyl	16 - 24		3 - 5		2 - 5	

Tabulka č. 21: přehled výsledků klinického vyšetření ve skupině pacientů s ponechaným fixátorem

Dva pacienti v této skupině mají výsledek EA > 10 stupňů. Klinické výsledky této dvojice pacientů ukazuje tabulka č. 22.

	ADL	%	Prolo E	%	Prolo F	%
průměr	21	87,5	4,5	90	3,5	70
medián	21		4,5		3,5	
modus						
rozptyl	20 - 22		4 - 5		4 - 5	

Tabulka č. 22: přehled výsledků klinického vyšetření ve dvojici pacientů s ponechaným fixátorem a s výsledným EA > 10 stupňů

Statistické porovnání výsledků klinického hodnocení bylo provedeno ve skupinách pacientů s odstraněným fixátérem (FO), s ponechaným fixátérem (FP) a ve skupině pacientů s nejhorsími morfologickými výsledky (EA > 10 stupňů) po odstranění fixátoru (FON). Dvoučlenná skupina pacientů s podobným výsledkem při ponechání fixátoru nebyla statisticky hodnocena. Přehled těchto výsledků ukazuje tabulka č. 23.

znak	ADL	Prolo E	Prolo F
FO	21,62	4,27	3,9
FP	21,87	4,48	4,09
FON	20,64	3,91	3,73

Tabulka č. 23: přehled výsledků klinického vyšetření ve skupině odstraněných fixátérů (FO), ponechaných fixátérů (FP) a ve skupině fixátérů odstraněných s výsledným EA > 10 stupňů (FON)

Statistické testy těchto výsledků poskytly průkazné rozdíly, jednou byl rozdíl na hranici průkaznosti. Počet sledovaných subjektů ve skupině FON je pro test ještě dostatečný. Výsledky testů ukazuje tabulka č. 24.

rozdíl	ADL	Prolo E	Prolo F
FO - FP	-0,25	-0,21	-0,19
FO - FON	0,98	0,36	0,17
FP - FON	0,76	0,57	0,36

Tabulka č. 24: přehled výsledků významnosti rozdílů v klinickém hodnocení skupiny odstraněných fixátérů (FO), ponechaných fixátérů (FP) a skupiny fixátérů odstraněných s výsledným EA > 10 stupňů (FON)

Souhrn výsledků analýzy klinických vyšetření:

1. Statisticky významně lepší ( $p > 0,05$ ) klinické výsledky ve všech třech klinických parametrech (ADL, Prolo E, Prolo F) jsou ve skupině ponechaných fixátérů (FP) proti skupině fixátérů odstraněných (FO).
2. Statisticky významně lepší ( $p > 0,05$ ) klinické výsledky ve všech třech klinických parametrech (ADL, Prolo E, Prolo F) jsou ve skupině odstraněných fixátérů (FO) proti skupině fixátérů odstraněných s EA > 10 stupňů (FON).

3. Statisticky významně lepší ( $p > 0,05$ ) klinické výsledky ve všech třech klinických parametrech (ADL, Prolo E, Prolo F) jsou ve skupině ponechaných fixatérů (FP) proti skupině fixatérů odstraněných s EA > 10 stupňů (FON).

Výsledné pořadí v parametrech ADL, Prolo E a Prolo F je na základě provedených testů následující:

1. FP – fixatér ponechán
2. FO – fixatér odstraněn
3. FON – fixatér odstraněn, nejhorší výsledek (EA > 10 stupňů)

### 7.3. SOUHRN VÝSLEDKŮ

Soubor pacientů byl analyzován s ohledem na řadu aspektů. Pro získání komplexní představy o výsledcích podávám následující přehled:

1. Kyfóza (veličiny BA a EA) je na konci prvního roku menší o 8,84 st., resp. 7,5 st. než v době úrazu
2. Kyfóza (veličiny BA a EA) se během druhého roku (1R-2R) zvětší o 1,74 st., resp. 5,62 stupňů.
3. Kyfóza (EA) je zvětšena během druhého roku sledování o 5,62 st. Toto zvětšení kyfózy se skládá ze zvětšení BA o 1,74 a zvětšení kyfózy v disku (hodnota z výrazu: EA – BA) o 3,88 stupňů. Ztráta korekce tedy spadá z 31% na obratlové tělo (zvětšení kyfózy o 1,74 st.) a ze 69% na pórůrazovou degeneraci disku (zvětšení kyfózy v meziobratlovém disku 3,88 st.).
4. Zvětšení kyfózy na konci druhého roku (1R-2R) je statisticky průkazně menší než předchozí zmenšení.
5. Sagitální indexy (SI-BA a SI-EA) se během prvního roku (U-1R) zvětší o 0,26 resp. 0,17.
6. Sagitální indexy (SI-BA a SI-EA) se během druhého roku (1R-2R) zmenší o 0,09 resp. 0,01.

7. Změny sagitálních indexů (SI-BA a SI-EA) nejsou statisticky průkazné.
8. Skupina FP (ponechaný fixatér) vykazuje statisticky významně menší kyfotizaci jak obratlového těla (BA), tak pohybového segmentu (EA) na konci sledovaného období, než skupina FO (odstraněný fixatér).
9. Lepší klinické výsledky jsou ve skupině ponechaných fixatérů (FP) proti skupině fixatérů odstraněných (FO).
10. Lepší klinické výsledky jsou ve skupině odstraněných fixatérů (FO) proti skupině fixatérů odstraněných s EA > 10 stupňů (FON).
11. Lepší klinické výsledky jsou ve skupině ponechaných fixatérů (FP) proti skupině fixatérů odstraněných s EA > 10 stupňů (FON).
12. Je prokázána závislost klinických výsledků na výsledcích morfologických.
13. Závislost morfologických výsledků na poloze obratlů a na pohlaví zřejmě existuje, ale pro řadu obratlů je málo údajů.
14. Byla prokázána závislost BA na LSC. Závislost ostatních morfologických parametrů na LSC prokázána není.
15. Pořadí podle výsledného klinického hodnocení je následující: 1. FP, 2. FO, 3. FON

## 8. DISKUZE

Problematika náhrad kostní tkáně je vědní disciplínou v níž stále přibývá nových poznatků, jsou přinášeny nové technologie a současně jsou postulovány nové otázky (64, 66, 102).

Experimentálně bylo prokázáno, že k definitivnímu vhojení autogenní spongiózy do ovčí tibie není ukončené ani po 24 měsících, ačkoli obecně vhojení spongiózy u ovcí i jiných pokusných zvířat většinou probíhá podstatně rychleji než u člověka. Tyto údaje zpochybňují dosud trávající převahu autogenních transplantátů, resp. jejich vhojení a význam pro biomechaniku (10). Do jaké míry autogenní spongiózní transplantát dnes reprezentuje „zlatý standart“, musí být přinejmenším podrobeno kritickým reflexím.

Při klinickém použití materiálu kostních náhrad, které jsou nyní k dispozici (mluví se primárně o hydroxyapatitových keramikách a kalciumfosfátocementech), se vyskytují na začátku nového tisíciletí ještě stále nevyřešené problémy. Posouzení kostní integrace konvenční radiologickou technikou je jen málo validní. V té souvislosti se musí uživatel do značné míry spolehnout na svou individuální klinickou zkušenost. Dále je zřejmé, že k běžným materiálům kostních náhrad jsou k dispozici sice mnohé experimentální a klinické studie, tyto však nevypovídají nic o závažnosti, resp. o procentu výskytu infekcí nebo reakcí na cizí těleso, vypovídají málo o biomechanické kvalitě a biologickém vhojení. Rozpornost těchto údajů ztěžuje volbu vhodného materiálu kostní náhrady, který v každém případě musí podléhat individuální a pečlivé zkoušce.

V tuto chvíli není jasné, zda bude vytvořeno platné pravidlo pro resorpci kalciumfosfátu a hydroxyapatitu, či nikoli. Klinické studie ukazují, že aplikovaná hydroxyapatitkeramika v dlouhodobém průběhu přinejmenším nepodléhá žádné relevantní biodegradaci, a lze předpokládat doživotní trvání keramiky na místě implantace (15, 65).

Není zatím známo, zda in situ zůstávající keramika obsahuje pro organizmus zatěžující lokální a (nebo) systémové imunologické procesy. V aktuální literatuře nalézáme různé práce, které dokazují indukci přetrvávajících reakcí na cizí tělesa prostřednictvím různých materiálů kostních náhrad (103). Biologická reakce na implantovaný materiál na bázi kalciumfosfátkeramiky závisí na stechiometrickém poměru kalcia a fosforu, na chemické čistotě materiálu, obsahu vody a zbytkových prvků, míra odstranění biologických částí při produkci keramických analogů z bovinní kosti, dále na slinovací teplotě a vzniklé krystalické struktuře. Dalším faktorem je mikro- a makroporosita materiálu a zvláště průměr a objem pórů, struktura a charakter „vnitřního povrchu“.

Jako další neřešený problém vykristalizovalo ošetřování segmentárních defektů. Nedávno se sice podařilo na zvířecím modelu přemostění segmentárního defektu na ovci resorpce schopným kalciumfosfátocementem během 24 týdnů, přesto však se poukazuje na to, že nelze vycházet z dostatečné vlastní stability materiálu a je třeba striktně odrazovat od používání bez doprovodné osteosyntézy (137).



Diskutuje se o tom, jakou roli v budoucnu budou hrát biotechnologické postupy v ošetření kostních defektů, protože v současnosti není jasné, kteří pacienti a které fraktury vůbec mohou z takového ošetření profitovat.

Zajímavá a progresivní je studie, která ukázala, že systémová aplikace rekombinantního růstového hormonu ve zvířecím modelu po 4 týdnech vede k signifikantně zvýšené tvorbě kalusu při jeho současné signifikantně zvýšené tuhosti (5).

Podobná studie ukázala, že posílení implantátu faktorovým „kokteilem“ složeným z insulin-like growth faktoru (IGF) a transforming growth faktoru beta (TGF- $\beta$ ) v kontrolovaném modelu osteotomie (minipig) ovlivňuje signifikantně pozitivně hojení zlomeniny a tvorbu kalusu. Vzdor tomu vesměs pozitivnímu efektu musí být ještě objasněno, která forma aplikace (pokrytí implantátu, injekce, genová terapie, apod.) se nejlépe hodí pro užití růstových faktorů (64).

Studie týkající se genové terapie (4) ukázala, že vedle lokálního řízení utváření kosti na základě buněčném se uplatňuje také ústřední regulace prostřednictvím hypotalamu, přičemž připadá klíčová role hormonu leptin známému z endokrinologie. Na zvířecím modelu byla poprvé prokázána spojitost mezi výměnou tuků, funkcí gonád a kostní masou. Protože leptinreceptor je exprimován centrálně v hypotalamu a leptin in vitro nevykazuje žádný přímý vliv na osteoblastovou buněčnou proliferaci a diferenciaci, je fakticky možné prostřednictvím ústředního regulačního mechanismu cíleně stimulovat nebo potlačovat obměnu kostní masy. Na jaké úrovni a s jakými nástroji lze zasáhnout do ústředního regulačního mechanismu, je předmětem aktuálního výzkumu. Přinejmenším se jeví již nyní izolovaná modifikace obměny kostní masy prostřednictvím leptinreceptoru možná, takže průvodní negativní efekty na výměnu tuků a funkci gonád je možno vyloučit.

Léčba zlomenin torakolumbární páteře i v naší době zůstává kontroverzní. Ačkoli množství publikací popisující rozličné chirurgické techniky a obsahující detailní diskusi je velmi veliké, nebylo dosaženo konsensu (50, 115). Stále chybí dostatečně důkazně podložené literární prameny, které by daly možnost výběru mezi jednotlivými technikami. Různé školy jsou přesvědčeny, že poskytují optimální péči, ale standardy založené na důkazech nejsou k dispozici. Situace je

dokonce tak komplikovaná, že není shoda ani o operačním přístupu, který by měl být při léčbě jednotlivých typů zlomenin použit.

Příčinou tohoto stavu je fakt, že jednotlivé způsoby léčby se v literatuře objevují bez potřebných randomizovaných kontrolovaných studií, které by prověřily jejich efektivnost. Jakékoli porovnání nyní jen oživuje debatu mezi jejich obhájci a odpůrci (124). Je ovšem nutno současně připustit, že randomizace je v této oblasti medicíny obtížnější než jinde například z hlediska etického. Dalším důvodem je skutečnost, že řada institucí se specializovala na jeden operační přístup. Tato preference daná spolupůsobením individuality chirurgického tréninku, samotného chirurga a nemocnice omezuje naději na provedení randomizované studie.

Dosti ucelený přehled o variabilnosti současného pohledu na ošetření zlomenin torakolumbární páteře dává publikace Verlaana (124), která prezentuje meta-analýzu ošetření 5,748 pacientů. Pro nekonzistentnost názorů na způsob léčby je příznačná distribuce v pěti hlavních léčebných modalitách. Zadní stabilizace krátká – 2075 pacientů (36,1%), zadní stabilizace dlouhá (vícesegmentová) – 1870 pacientů (32,5%), pracoviště, která používají krátkou i dlouhou zadní stabilizaci ošetřila 879 pacientů (15,4%), přední přístup byl proveden u 607 pacientů (10,5%) a kombinovaný předozadní přístup byl proveden u 317 pacientů (5,5%). Překvapením je, že žádná z těchto pěti léčebných metod analyzovaných v uvedené publikaci není schopna zachovat stupeň korekce.

Role předního sloupce páteře ve stabilitě páteře je nicméně považována obecně za podstatnou, neboť nese téměř 80% zatížení torakolumbární páteře (67, 134). Flekční mechanismus, který je při úrazech torakolumbární páteře zdaleka nejčastější, postihuje právě predilekčně přední sloupec, a proto je řešení jeho mechanické odolnosti při léčbě zlomenin páteře zcela zásadní. Již dlouhou dobu je hledán vhodný způsob rekonstrukce obratlového těla a jsou kriticky hodnoceny výsledky její aplikace (124). Klasickým způsobem operačního ošetření je prostá distrakce a stabilizace zadním přístupem nebo totéž spolu s plastikou obratlového těla s použitím autogenního materiálu nebo materiálu syntetického. Velmi zajímavá je meta-analýza skupiny 1151 pacientů (124), ve které byla 750krát (65%) provedena transpedikulární spongioplastika spolu s krátkou stabilizací (TS+) a skupiny 924 pacientů, kteří bylo ošetřeni stejnou stabilizací, ale bez

spongioplastiky (TS-). Kyfotizace (zde reprezentovaná Cobbovým úhlem, který odpovídá EA, neboli kyfotické deformaci pohybového segmentu v sagitální rovině) po úraze byla v TS+ 11,6 st. a 16,5 st. v TS-. Po operaci byl tento úhel 0,7 st. a 1,7 st.. Výsledný Cobbův úhel byl v těchto skupinách 9,6 st. a 7,4 st.. To překvapivě ukazuje, že výsledek po spongioplastice je horší než bez ní i přesto, že výchozí poúrazový Cobbův úhel byl ve skupině TS- větší. Selhání implantátu bylo ve skupině TS+ 10% a ve skupině TS- 12%. Tento rozdíl ale není signifikantní při  $p > 0,05$ . Uvedené údaje jsou potvrzeny i dalšími literárními prameny (52).

Klinické výsledky vyzněly ve studii Verlaana (124) podobně jako výsledky morfologické. K jejich popisu byla užita Denisova škála hodnocení bolesti a práce (Denis' pain and work scale), která stejně jako škály Prolovy pracuje s 5ti kategoriemi v obou částech hodnocení. Bylo zjištěno, že uspokojivý výsledek stran bolesti (P1 a P2) byl ve skupině TS+ 80% a v TS- 85%. Hodnocení pracovní způsobilosti ukázalo ještě větší rozdíl. Dobrý výsledek (W1 a W2) vykázalo 74% pacientů v TS+ a 87% v TS-. Tyto výsledky hovoří proti provádění spongioplastiky.

Porovnání těchto výsledků, které jsou výsledkem hodnocení podle Denise, s výsledky, které v našem souboru dalo hodnocení podle Prola, je v zásadě možné, protože obě klasifikace pracují se stejným počtem klasifikačních stupňů a podobnými kategoriemi. V naší skupině pacientů s odstraněným fixátérem je hodnocení Prolo E (adekvátní k Denis work) na úrovni 86,40% a Prolo F (adekvátní k Denis pain) na úrovni 78,00%. Ve skupině s ponechaným fixátérem jsou tyto hodnoty 89,60% pro Prolo E a 81,80% pro Prolo F. Nejhorší výsledky dává skupina s odstraněným fixátérem a s kyfotizací  $> 10$  stupňů. Zde jsou stejné kategorie na hodnotách 78,20% a 74,60%.

Toto porovnání ukazuje, že zásadní rozdíly v našem souboru proti lepším výsledkům uvedené meta-analýzy nejsou. Výsledky této studie jsou srovnatelné s výsledky pacientů, kde byla provedena jen stabilizace bez spongioplastiky. Verlaanova studie neuvádí, v čem spočívala příčina bolesti a v čem omezení pracovní způsobilosti. Při posouzení obou technologií je možné vidět rozdíl prakticky jen právě v odběru spongiózy a souvisejícími problémy (29). Aplikace bioaktivní sklokeramiky tento problém odstraňuje (svědčí pro to uvedené

výsledky). Současně relativizuje výhodu spatřovanou v aplikaci bioaktivní sklokeramiky do obratlového těla a masivní posterolaterální dèzu pomocí spongiózy. Verlaanova studie dáva dobré výsledky při prosté stabilizaci (124).

Na základě této poměrně obsažné analýzy je možné konstatovat, že transpedikulární spongioplastika není efektivním způsobem ošetření defektu v předním sloupci páteře.

Ke stejnému závěru došli i další autoři (2), kteří při prospektivní studii 20ti pacientů zjistili, že transpedikulární spongioplastika nesnižuje podíl selhání léčby. Tyto poznatky podporují použití bioaktivní sklokeramiky jako alternativy ke spongióze.

Studii souboru pacientů, u kterých byla k vyplnění obratlového těla použita bioaktivní sklokeramika BAS-0, publikoval v roce 2002 J. Štulík a kol. (111). Indikací pro operaci v tomto souboru nebyla prostá nestabilita, ale kyfotizace větší než 15 st., snížení přední hrany těla o více než 50% a zúžení páteřního kanálu o více než 50%. Absolutní indikací byla poranění míchy a otevřená poranění páteře. Bioaktivní sklokeramika byla aplikována tehdy, kdy nebyl zřejmý defekt zadní stěny páteřního kanálu, kdy měli autoři obavu z migrace bioaktivní sklokeramiky do páteřního kanálu. Ke klasifikaci zlomeniny autoři používali klasifikaci AO-ASIF, McAffe a později i LSC. Autoři postupovali podobně při aplikaci bioaktivní sklokeramiky (BAS-0) do obratlového těla, současně ale popisují i transpedikulární cestou prováděnou mezitělovou fúzí. Výkon doplňovali mohutnou posterolaterální dèzou, kterou prováděli pomocí spongiózní kosti odebrané z lopaty kosti kyčelní. Schéma pooperačních kontrol je stejné jako na našem pracovišti. Distribuce jednotlivých typů zlomeniny podle klasifikace AO-ASIF je v podstatě stejná jako v našem souboru.

Úhel kyfózy hodnocený v souboru zmíněných autorů (111) odpovídá EA v této práci. Hodnotí se ve dvou skupinách. První skupinou jsou pacienti s bioaktivní sklokeramikou v obratlovém těle, druhou skupinou jsou pacienti s bioaktivní sklokeramikou navíc rovněž v meziobratlovém prostoru.

Výsledky ukazují, že mezi posledním vyšetřením s fixátérem a prvním vyšetřením bez něj došlo k zvětšení kyfotizace (ztrátě korekce) o 6,38 stupňů. Je to dvojnásobná hodnota proti skupině pacientů s bioaktivní sklokeramikou pouze v obratlovém těle. Zde je zvětšení kyfotizace jen 3,35 stupňů. Lze z toho

usuzovat, že mezitělová fúze provedená transpedikulárně není spolehlivou metodou zachování dosažené korekce. Je to ve shodě s výsledky podobné analýzy (52), kde byl pokles po odstranění fixátoru 7,8 stupně proti stavu po operaci. V tomto souboru nebyli hodnoceni pacienti s bioaktivní sklokeramikou, ale s prostou spongiózou aplikovanou transpedikulárně do intervertebrálního prostoru. Jde o techniku, která byla navržena v roce 1986 (21). Její podstatou je odstranění části meziobratlového disku a chrupavky z povrchu dolní krycí desky proximálního sousedního obratle a vložení spongioplastiky s cílem vytvořit meziobratlovou fúzi. Zkušenosti s tímto postupem ale nebyly dobré a bylo ověřeno, že tato metoda pro vytvoření kvalitní kostní fúze není spolehlivá (11, 49, 50, 52). Podobné výsledky poskytují zprávy z experimentu (62).

Walchli a spoluautoři zpracovali dvě skupiny po 15ti pacientech (127). V jedné byli pacienti s posterolaterální dézou a v druhé pacienti s posterolaterální dézou a současně s intravertebrální a intervertebrální plastikou. Při hodnocení výsledků došli k závěru, že klinické výsledky jsou identické (čímž se liší od meta-analýzy Verlaanovy) a že ztráta korekce se objevuje v obou skupinách s tím, že ve skupině s transpedikulární spongioplastikou je pokles menší. Konstatují ale společně s dalšími autory, že žádná z popsaných dvou metod nezajišťuje udržení korekce.

Soubor analyzovaný v této disertační práci neobsahuje pacienty s posterolaterální dézou, neboť nebyla a není v souvislosti s traumatem na našem pracovišti prováděna. Z prací Štulíka (111) a Walchli (127) ostatně vyplývá, že tento výkon sám o sobě nezajišťuje lepší morfologický výsledek. Potvrzují to též další autoři (104), kteří analyzovali soubor 28 pacientů a konstatovali, že posterolaterální déza nemá vliv na klinický ani na morfologický výsledek. S přihlédnutím ke komplikacím, které jsou s odběrem spongiózy obecně spojeny, považují vynechání posterolaterální dézy za oprávněné.

V našem souboru se potvrzuje, že obratel vyplněný bioaktivní sklokeramikou podléhá minimálním změnám. Ztráta korekce v BA v průměru činí 1,74 stupně (po odstranění fixátoru 2,1 stupně, s ponechaným fixátorem 1,1 stupně). Podobnou zkušenost sdělují další autoři (63), kteří používali titanový „augmenter“ upravený pro transpedikulární zavedení. V augmentované skupině (45 pacientů) byl jejich úhel kyfotizace (EA) 6,7+/-3 stupně, zatímco ve skupině bez augmentace (75

pacientů) byl tento úhel až překvapivě velký (19,6 +/-5,1 stupně). Nejhorší výsledek tedy znamenal výslednou kyfózu 24,7 stupně. Tato skupina byla zatížena rovněž největším počtem selhání implantátu. Autoři sdělují, že v augmentované skupině byly rovněž lepší výsledky klinické hodnocené podle Denise. To potvrzují i výsledky této práce, kde se podařilo prokázat souvislost morfologických a klinických parametrů. Tato publikace (63) tedy rovněž svědčí o nutnosti augmentace předního sloupce páteře.

Této zkušenosti poněkud odporuje publikace dalších autorů (14), kteří v souboru 30 pacientů s postero-anteriorní stabilizací zlomeniny torakolumbární páteře nenalezli souvislost mezi kyfotizací a klinickým výsledkem hodnoceným podle SF-36. Jejich soubor ale neobsahuje, jak sami zdůrazňují, relevantní kyfotizaci.

V souboru analyzovaném touto prací se nepodařilo prokázat vztah mezi úrovní obratle a morfologickým průběhem léčby zlomeniny a jejím výsledkem. To je v rozporu s publikovanou prací (142), jejíž autoři prokázali ve skupině 20 pacientů větší ztrátu korekce a podíl selhání implantátu při ošetření dolní části bederní páteře (L3-L5) než v oblasti torakolumbárního přechodu. Je ovšem nutné si uvědomit, že počet jejich pozorování není velký.

Sagitální index (SI) se v našem souboru projevil jako nespolehlivý parametr, který nepopisuje morfologické změny páteře shodně s úhly kyfotizace (BA a EA). S největší pravděpodobností je to důsledkem toho, že tento parametr je velmi citlivý a současně je závislý na předozadním rozměru obratle. Pro stejný úhel kyfózy bude SI rozdílný u předozadně kratšího obratle (větší) a u předozadně delšího obratle (menší). Tento parametr se lépe hodí k porovnávání hodnot v rámci sledování jednoho pacienta než k porovnávání pacientů vzájemně.

Soubor v této studii je složen z pacientů, kteří měli relativně nižší hodnocení podle klasifikace LSC (jen kategorie 4, 5 a 6 bodů). To ovlivňuje vstupní hodnoty, protože vyšší hodnocení LSC (7, 8 a 9), které je spojeno s větším BA, znamenalo indikaci k výkonu předního, který nebyl prováděn pedikulární cestou a nebyla při něm používána bioaktivní sklokeramika, ale trikortikální štěpy nebo implantáty („spacers“ v anglicky psané literatuře).

Systém a trvání pooperačního sledování byl zvolen na základě systému, který navrhl profesor Schulitz a také na základě vlastních poznatků, které jsme na našem pracovišti získali analýzou 69 pacientů léčených touto metodou a

sledovaných v období 3 let po úraze. Byl sledován tzv. „Improvement rate of ADL“, tedy vývoj aktivit každodenního života vyjádřený v procentech. Bylo nalezeno, že signifikantní zlepšení nastává v průběhu prvních 12ti měsíců po ošetření a v průběhu dalších 24 měsíců se situace prakticky nemění.

Kritérium použití bioaktivní sklokeramiky vymezovalo soubor pacientů, protože vyžaduje jistou velikost pediklů (analyzovaný soubor postihuje páteř v rozsahu od T11 po L4) a jejich intaktnost. Zlomeniny, které zraňují kromě obratlového těla i pedikl, považujeme za nevhodné pro tento způsob ošetření.

Vzhledem k tomu, že základem souboru jsou úrazy ošetřené akutně bez předběžného výběru pacientů na základě jejich ochoty ke soustavné spolupráci v pooperačním období, uplatnilo se ztráta konsistence údajů u 11ti pacientů. V uvedeném období jsme ošetřovali 26 pacientů s neurologickým poškozením (motorickým výpadkem) závažnějším než Frankel D. Tito pacienti nebyli zařazeni do studie pro odlišný způsob expozice páteře fyzickému zatížení v pooperačním období a pro dominanci motorického postižení při hodnocení výsledku operační léčby zlomeniny páteře podle výše uvedených kritérií (ADL, Prolo).

Distribuce úrovně ošetřených obratlů odpovídá známému jevu, kterým je nejvyšší četnost fraktur torakolumbární páteře v oblasti torakolumbárního přechodu (31, 42, 51). Fakt, že soubor pacientů je omezen na oblast torakolumbárního přechodu a bederní páteře, je vysvětlen velikostí pediklů.

Základem grafického zobrazení v našem souboru je skiagrafické vyšetření jako efektivní a validní metoda urgentního vyšetření i sledování morfologického výsledku léčby zlomenin torakolumbární páteře. Vyšetření pomocí CT patří k vyšetřením akutním, poúrazovým, v pooperačním období jsme je běžně neprováděli, protože radiační zátěž pacienta a cena vyšetření nejsou v rámci rutinního ošetřování zlomenin torakolumbární páteře vyváženy medicínským profitem. Vyšetření pomocí CT bylo prováděno jen v případech zvláštních, například při pochybnosti o uložení pedikulárních šroubů nebo při pochybnostech o hojení zlomeniny. Kvalita rentgenové dokumentace pořízené při přijetí pacienta nebo dodané s pacientem z jiných nemocnic byla velmi kolísavá. Nehodnotitelná dokumentace byla příčinou vyřazení 4 pacientů.

Zevní fixatér byl odstraněn v 91 případech, v této skupině byla doba ponechání vnitřního fixatéru průměrně 78 týdnů. V ostatních 49ti případech byl fixatér

ponechán. Důvodem pro ponechání fixatéru je převážně přání pacienta, který je poučen o možnosti selhání kovu (prasknutí šroubu nebo tyče) s tím, že nejde o stav zásadně ovlivňující zdravotní stav. Pacienti na konci druhého roku sledování jsou vyzváni k dalšímu vyšetření v závislosti na subjektivních potížích.

Důvodem k tomu, aby byl fixatér ponechán, byla rovněž spontánní poúrazová meztělová fúze (v našem souboru 5x). Dalším důvodem byl celkový zdravotní stav (věk) pacienta zvyšující operační a anesteziologické riziko (obezita 4x, porfyrie 1x, věk nad 70 let 5x).

S postupným získáváním zkušeností s ošetřováním zlomenin torakolumbární páteře došlo ke změně indikačního schématu ve prospěch častěji užívaného předního přístupu jak samostatného, tak v kombinaci s přístupem zadním (v posloupnosti postero-anteriorní). Základem volby přístupu je úplné zobrazení zlomeniny včetně MRI. Potvrzují to další literární sdělení (68, 93). Tímto způsobem je možné odlišit přesněji v době před operací zlomeniny typu A (vhodné pro primární přední stabilizaci) od typu B a C (vhodné pro stabilizaci zadní, případně zado-přední).

Podmínkou pro správnou klasifikaci zlomeniny je její úplné zobrazení (včetně MRI). Správná klasifikace určuje způsob operační léčby a klasifikací řízený operační přístup podporuje prevenci selhání léčby. K podobným závěrům došli další autoři (3, 53) a ve shodě s našimi zkušenostmi publikovali velmi dobré klinické i morfologické výsledky kombinovaného přístupu.

V tomto kontextu došlo nyní ke změně proporcí v indikacích k přednímu a kombinovanému přístupu. Samostatný zadní přístup nyní představuje jen 35%. Tím se zužuje rovněž prostor pro uplatnění transpedikulárně zaváděné bioaktivní sklokeramiky. Nyní je indikována pro zlomeniny typu B a C s nízkou LSC klasifikací (4, 5 a 6), přičemž hodnocení 6 bodů již je hraniční, protože zahrnuje i tzv. „pincer zlomeniny“, které se ve skupinách B také vyskytují a postero-anteriorní ošetření obratlového těla vyžadují. V poslední době se množí operační postupy při ošetření torakolumbárních zlomenin, které jsou svým způsobem revoluční. Mezi ně patří například vertebroplastika tříštivých zlomenin pomocí speciálního cementu (19).

Pozornost zasluhuje digitální způsob měření úhlů. Jeho výhodu spatřuji v tom, že pracuje s velkou přesností, která je určena grafickými vlastnostmi programu a



pracuje pouze se dvěma liniemi, tedy stanovuje se jen jeden úhel. Při měření analogovém pomocí úhloměru je nutno pracovat se čtyřmi liniemi, neboť není většinou možné přímky procházející krycími deskami protnout na snímku a je potřeba pracovat s větou o podobnosti úhlů, tedy sestrojovat k uvedeným přímkám kolmice a hodnotit až úhel jimi sevřený. Kromě toho, že je tato metoda podstatně pracnější, je zatížena přinejmenším dvojnásobnou chybou.

Míra „intraobserverové“ a „interobserverové“ spolehlivosti tohoto programu nebyla dosud testována. Po zkušenostech z dosavadního užívání byl tento program v době dokončování této práce přepracován do vyšší verze.

Přehled literárních pramenů bohužel stále prokazuje evidentní nedostatek homogenních dat, což vyplývá z toho, že jsou nekonsistentně používána klasifikační kritéria akutních úrazů a škála způsobů hodnocení je neúměrně široká jak z hlediska morfologického, tak především z hlediska klinického (124). Otevírá se tak prostor pro úvahy o dalším vývoji evidence v oboru torakolumbárních zlomenin.

Je samozřejmě nutné respektovat zásadní jak praktické, tak etické potíže při randomizaci prospektivních studií a je tedy velmi obtížné uskutečňovat studie Level I nebo II, naději máme spíše na studie typu III A,B,C.

V každém případě ale je nyní před všemi, kteří se zabývají léčením zlomenin torakolumbární páteře, úkol sjednotit jazyk předoperačních a pooperačních hodnocení. Česká spondylochirurgická společnost je vhodnou platformou, aby pokus o toto sjednocení vyprovokovala a zorganizovala v České republice. Mohlo by tedy dojít alespoň na národní úrovni k tomu, že by výsledky jednotlivých pracovišť byly morfologicky a klinicky porovnatelné. Teprve pak by se otevřela cesta k určení nejefektivnějšímu způsobu ošetření torakolumbárních zlomenin v naší populaci.

## 9. ROLE BIOAKTIVNÍ SKLOKERAMIKY V OŠETŘENÍ ZLOMENIN T-L PÁTEŘE

V současné době v úvahu připadá použití bioaktivní sklokeramiky při ošetření zlomenin torakolumbární páteře ve dvou formách. Jednak jako blok k provedení mezitělové jedno- nebo více-segmentové fúze. Na základě výsledků vlastní studie

a výsledků studia literárních pramenů soudím, že role bioaktivní sklokeramiky v ošetření zlomenin torakolumbární páteře je omezená.

Z hlediska jejího uplatnění ve formě bloků vložených mezi obratlová těla je nutné vidět především dva problémy. Je to především individuální tvar, který je požadován pro implantáty („spacery“), především co se týče délky. Preferovány jsou „spacery“ distrahovatelné. Ale nejen rigidní délka vytvořeného bloku je nevýhodou tohoto materiálu. Problémem je i tvar na průřezu. Pokusně je velmi dobře prokázáno, že mechanicky validní aplikace meziobratlového implantátu spočívá v jeho uložení na periferní části krycí desky, kde je dostatečně pevná kost, která je schopna zatížení efektivně přenášet na kaudální části obratle a tedy celé kaudální části páteře bez délkové nebo úhlové odchylky (98). Je tedy nutné bloky individualizovat, čímž vzniká velmi široká tvarová škála.

Druhou možností aplikace je forma drtě. Analýzou našeho souboru docházíme k poznatku, že bioaktivní sklokeramika hraje důležitou roli při zlomeninách s menší kominucí obratlového těla (LSC 4, 5, 6). Je vždy nutné trvat na tom, že obratlové tělo bude prosto hmot meziobratlové ploténky. Je vhodné z toho důvodu doplnit vyšetření o magnetickou rezonanci, která poznatek o stavu vazivového materiálu zpřesní.

Alternativou k použití bioaktivní sklokeramické drtě jsou nově vyvinuté kostní cementy, které poskytují velmi účinnou a současně aplikačně komfortní metodu augmentace obratle.

Výhodou bioaktivní sklokeramické drtě stále zůstává její nízká cena.

V nadcházejícím období můžeme očekávat, že s objevením nových růstových faktorů se přiblíží také jejich klinické užití. V úvahu přichází především „bone-morphogenetic protein“ (BMP) a humánní růstový faktor. Nedávno objevená zpětná vazba mezi hypotalamem a kostmi nabízí geneticko-terapeutický zásahový bod pro terapii osteoporózy, jakož pro zlepšení a urychlení hojení zlomenin.

Ideální a univerzálně použitelný materiál kostních náhrad, jehož rychlost resorpce odpovídá způsobu formace fyziologické kosti, není dosud v dohledu. Ideálním prostředkem kostní náhrady by se mohl stát kompozit, který sestává z resorbovatelného nosného materiálu s biologicky působícím faktorem (67).

Stále je ale nutné pochybovat o tom, že bude k v dohledné době k dispozici univerzálně použitelný ex-vivo generovaný materiál pro všechny indikace, lokalizace a odborné disciplíny (64).

## 10. ZÁVĚR

Byl splněn cíl práce v otázce

1. zhodnocení morfologických a klinických výsledků a vypracování indikace pro aplikaci bioaktivní sklokeramiky při ošetření zlomenin obratlových těl torakolumbární páteře (10.1.),
2. vypracování technologie aplikace tohoto materiálu při ošetření zlomenin obratlových těl (10.2.)
3. určení podílu poúrazové degenerace meziobratlové ploténky na ztrátě korekce (10.3.).

### 10.1. ZHODNOCENÍ MORFOLOGICKÝCH A KLINICKÝCH VÝSLEDKŮ

- a. V souboru 140 pacientů ošetřených pro zlomeninu torakolumbární páteře s využitím bioaktivní sklokeramiky je kyfóza (veličiny BA a EA) na konci prvního roku menší o 8,84 stupně, resp. 7,5 stupně než v okamžiku úrazu. Kyfóza (veličiny BA a EA) se v tomto souboru během druhého roku (1R-2R) zvětší o 1,74 stupně, resp. 5,62 stupně. Zvětšení kyfózy na konci druhého roku (1R-2R) je statisticky průkazně menší než zmenšení na konci roku prvního (odst. 7.3.).
- b. Skupina pacientů s ponechaným fixátorem (FP) vykazuje statisticky významně menší kyfotizaci jak obratlového těla (BA), tak pohybového segmentu (EA) na konci sledovaného období, než skupina pacientů s fixátorem odstraněným (FO). Lepší klinické výsledky jsou ve skupině ponechaných fixatérů (FP) proti skupině fixatérů odstraněných (FO). Lepší klinické výsledky jsou ve skupině odstraněných fixatérů (FO) proti skupině fixatérů odstraněných (FON) Lepší klinické výsledky jsou ve

- skupině ponechaných fixatérů (FP) proti skupině fixatérů odstraněných (odst. 7.3.).
- c. Podařilo se prokázat závislost klinických výsledků na výsledcích morfologických. Závislost morfologických výsledků na poloze obratlů a na pohlaví zřejmě existuje, ale pro řadu obratlů je málo údajů. Byla prokázána závislost BA na LSC. Závislost ostatních morfologických parametrů na LSC prokázána není (odst. 7.3.).
  - d. Pořadí podle výsledného klinického hodnocení od nejlepších výsledků po nejhorší je následující: 1. pacienti s ponechaným fixátérem, 2. pacienti s odstraněným fixátérem, 3. pacienti s velkou ztrátou korekce (EA > 10 stupňů) (odst. 7.3.).
  - e. Použití bioaktivní sklokeramiky ve formě drtě je indikováno zlomenin s hodnotou LSC 4 - 6 bodů za těch podmínek, kdy není tkáň meziobratlového disku vtlačena do kostní tkáně obratlového těla (odst. 6.4.).
  - f. Indikační rozhraní mezi zadním a předním přístupem v rámci „Load Sharing Classification“ zůstává nezměněno s tendencí k posunu směrem k nižším hodnotám (odst. 7.1.).

## 10.2. VYPRACOVÁNÍ TECHNOLOGIE APLIKACE TOHOTO MATERIÁLU PŘI OŠETŘENÍ ZLOMENIN OBRATLOVÝCH TĚL

Byla vypracována přesná technologie transpedikulární aplikace bioaktivní sklokeramické drtě BAS-0. Metoda spočívá v deseti na sebe navazujících úkonech, které jsou prováděny pomocí přesně specifikovaných instrumentů a s využitím peroperační skiaskopie pomocí C - ramene (odst. 6.1.) .

## 10.3. URČENÍ PODÍLU POÚRAZOVÉ DEGENERACE MEZIOBRATLOVÉ PLOTÉNKY NA ZTRÁTĚ KOREKCE

Ztráta korekce (zvětšení kyfózy) spadá z 31% na obratlové tělo a ze 69% na poúrazovou degeneraci disku, což jsem prokázal při zjištění, že zvětšení EA během druhého roku sledování nabývá hodnotu 5,62 stupňů. Tato změna je součtem zvětšení BA o 1,74 a zvětšení kyfózy v disku (hodnota z výrazu: EA – BA) o 3,88 stupňů (odst. 7.1. tabulka 2 a 3, odst. 7.3.).

Pracovní hypotéza je potvrzena. Výsledky této práce potvrzují, že za určitých specifických podmínek má transpedikulární aplikace bioaktivní sklokeramiky (BAS-0) do prostoru zlomenin těl torakolumbárních obratlů pozitivní efekt na morfologický výsledek léčby a následně na výsledek klinický. Podmínky pro efektivní aplikaci bioaktivní sklokeramiky spočívají v tom, že je bioaktivní sklokeramika aplikována do čistě kostního prostoru, kde není inkorporován materiál disku, resp. nucleus pulposus (odst. 6.1.).

Dalším výstupem je potvrzení vztahu morfologického a klinického výsledku, což ještě více zdůrazňuje důležitost péče o rekonstrukci předního sloupce páteře.

Příštím úkolem pro výzkum v oblasti zlomenin torakolumbární páteře je studium úrazových změn meziobratlového disku s ohledem na morfologický a klinický výsledek. Cílem studií by měla být specifikace změn, které vyžadují specifický terapeutický přístup s ohledem na potřebu meziobratlové fúze nebo užití implantátu („spaceru“).

## 11. ABSTRAKT

Úvod: V posledních 25ti letech došlo k podstatným změnám v koncepci léčby onemocnění a úrazů páteře. Výrazně byla rozšířena operační léčba tam, kde se očekává nestabilita páteře a narušení jejího fyziologického tvaru, při abnormalitách vrozených i získaných a samozřejmě též v případě úrazů. Tento vývoj je podmíněn pokrokem v zobrazovacích technologiích, detailnějším pochopením biomechaniky páteře a patofyziologie jejích poškození. Velký podíl má též vývoj instrumentů a implantátů a rozhodně také pokrok v technologii náhrad kostní tkáně.

Cíl práce: Cílem disertační práce je zjištění dlouhodobých morfologických a klinických výsledků po operačním ošetření zranění torakolumbární páteře, při kterém posloužila jako náhrada kostní tkáně bioaktivní sklokeramika ve formě granulí.

Materiál a metoda: Analyzován byl soubor 140 pacientů operovaných v rozmezí let 1997 – 2003 pro nestabilní zlomeninu torakolumbární páteře, jejíž hodnocení pomocí Load Sharing Classification bylo v rozmezí 4 – 6 bodů. Stabilizace byla prováděna pedikulárním fixátorem SOCON. Průměrný věk pacientů v tomto souboru je 44 let (14-78). Soubor je tvořen skupinou 83 mužů v průměrném věku 43,7 let (14-73) a 57 žen v průměrném věku 44,9 (15-78). Pacienti byli operováni akutně v rozmezí prvních 6ti dnů po úraze. Minimální doba sledování byla 24 měsíců, průměrná 29 měsíců. Soubor zahrnuje 91 pacientů, jimž byl fixátér odstraněn v průměru po 78 týdnech a 49 pacientů, jimž byl fixátér ponechán. Pro aplikaci bioaktivní sklokeramiky byla používána cesta pedikly poraněného obratle. Metoda aplikace byla standardizována do 10 na sebe navazujících kroků. Nebyla prováděna transpedikulární ani zadní meziobratlová fúze. Morfologický vývoj ošetřených obratlových těl byl sledován pomocí počítačově měřených úhlů kyfózy na bočných skiagramech. Klinické výsledky byly hodnoceny pomocí parametrů Activities of Daily Living (ADL) a pomocí Prolova hodnocení funkčního a ekonomického stavu. Pro jednotlivé parametry byly provedeny statistické testy ANOVA a dvouvýběrový t-test nerovnosti rozptylů. Všechny testy byly provedeny na hladině významnosti  $p > 0,05$ .

Výsledky: Kyfóza (veličiny BA a EA) je na konci prvního roku menší o 8,84 st., resp. 7,5 st. než v době úrazu. Tytéž veličiny se během druhého roku (1R-2R)

zvětší o 1,74 st., resp. 5,62 stupňů. Kyfóza (EA) je zvětšena během druhého roku sledování o 5,62 st. Ztráta korekce spadá z 31% na obratlové tělo (zvětšení kyfózy o 1,74 st.) a ze 69% na poúrazovou degeneraci disku (zvětšení kyfózy v meziobratlovém disku 3,88 st.). Skupina pacientů s ponechaným fixátorem vykazuje statisticky významně menší kyfotizaci jak obratlového těla (BA), tak pohybového segmentu (EA) na konci sledovaného období, než skupina pacientů, jimž byl fixatér odstraněn. Lepší klinické výsledky jsou ve skupině ponechaných fixátérů (FP) proti skupině fixátérů odstraněných (FO). Byla prokázána závislost klinických výsledků na výsledcích morfologických.

**Závěr:** Použití bioaktivní sklokeramiky ve formě drtě dává dobrý dlouhodobý morfologický i klinický výsledek při chirurgické léčbě zlomenin torakolumbární páteře s hodnotou LSC 4 - 6 bodů. Indikační rozhraní mezi zadním a předním přístupem v rámci „Load Sharing Classification“ zůstává nezměněno s tendencí k posunu směrem k nižším hodnotám.

## 12. SUMMARY

**Introduction:** During the period of the last 25 years remarkable changes occurred in the treatment of traumas of thoracolumbar spine. The surgical treatment was extended in cases where instability and impairment of its physiological shape are expected. This development is based on the progress in imaging technologies, more detailed understanding of spine biomechanics and a pathophysiology of its impairment. The situation was also influenced by the progression in surgical instruments and implants and also in the technology of bone substitutes.

**Aim of the study:** The aim of the study is to analyze the long term morphological and clinical results after the surgical treatment of thoracolumbar fractures, in which the bioactive glass-ceramics in the form of granules was used as a bone substitute.

**Material and method:** A series of 140 patients treated surgically for unstable thoracolumbar fracture (LSC points 4 – 6) during the period from 1997 to 2003 was studied. The average age of patients was 44 years (14 – 78). The patient collection consists of 83 males in the average age of 43,7 years (14-73) and 57 females in the average age of 44.9 years (15-78). The minimum follow-up was 24 months, the average follow-up period was 29 months. Patient series includes a group of 91 cases, in which the implant was removed after 78 weeks in the average and a group of 49 cases, in which implant was left. Pedicles of the injured vertebra were used for intracorporeal application of bioactive glass-ceramics. The application method was standardized to ten consecutive steps. Neither transpedicular nor posterior intervertebral fusion was performed. Morphological changes of the treated vertebral body were evaluated by the computerized measuring of the kyphosis on lateral X-rays. Clinical results were assessed using parameters of Activities of Daily Living as well as evaluation of functional and economical status according to Prolo. ANOVA tests and paired t-test of variance of inequality were performed for each value. All tests were executed on significance level  $p > 0,05$ .

**Results:** Kyphosis (body angle and endplate angle) at the end of the first postoperative year is lower by 8,84 degrees (7,50 degrees respectively) in comparison with the moment of injury. Same parameters increased during the second postoperative year by 1,74 degrees (5,62 degrees respectively). Loss of



correction is formed by progression of vertebral body kyphosis (31%) and posttraumatic disc degeneration (69%). The group of patients with implants left shows significantly lower kyphosis (body angle and endplate angle) at the end of the follow-up period than that with implant removed. Clinical results are better in the patients with implant left as compared to the patients with implant removed. The relation between morphological and clinical results was proved.

Conclusion: Bioactive glass-ceramics granules give good long-term morphological and clinical results when used as a bone substitute in the surgical treatment of the thoracolumbar fractures classified in the range from 4 to 6 points according to the Load Sharing Classification (LSC). The indication border between posterior and anterior surgery in the frame of LSC remains unchanged with a tendency to shift to the lower values.

### 13. ZKRATKY A AKRONYMA

1R	první rok sledování
2R	druhý rok sledování
ADL	Activities of Daily Living
A/W	apatit/wollastonite
AO-ASIF	klasifikace torakolumbárních zlomenin (Magerl a spol.)
BA	body angle
BAS-0	značení použité bioaktivní sklokeramiky
EA	endplate angle
FO	fixatér odstraněn
FON	fixatér odstraněn, EA>10 stupňů
FP	fixatér ponechán
L	označení bederních obratlů
LSC	Load Sharing Classification
SI-BA	sagitální index obratlového těla
SI-EA	sagitální index pohybového segmentu
T	označení hrudních obratlů
U	okamžik úrazu

#### 14. POUŽITÁ LITERATURA

1. AKBARNIA B. A. Transpedicular posterolateral decompression in spinal fractures and tumors. In *The Textbook of Spinal Surgery*. BRIDWELL, K. H. (ed.) 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1997. s. 1925-1934.
2. ALANAY A., ACAROGLU E., YAZICI M., OZGUT A., SURAT A. Short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure? *Spine*. 2001, vol. 26, no. 2, s. 213-217.
3. ALIGIZAKIS A. C., KATONIS P. G., SAPKAS G., PAPAGELOPOULOS P. J., GALANAKIS I., HADJIPAVLOU A. Gertzbein and load sharing classifications for unstable thoracolumbar fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 2003, no. 411, s. 77-85.
4. AMLING M., TAKEDA S., KARSENTY G. A neuro(endo)crine regulation of bone remodeling. *Bioessays*. 2000, vol. 22, no. 11, s. 970-975.
5. BAIL H., RASCHKE M. J., KOLBECK S. F., WEILER A., HAAHR P. M., HAAS N. P. Recombinant growth hormone increases callus maturation time in distraction osteogenesis - a histomorphometric study. *Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd*. 1998, vol. 115, suppl 1, s. 675-680.
6. BARTONÍČEK J. *Zlomeniny thorakolumbární páteře*. 1. vyd. Praha: Scientia medica, 1995.
7. BECK E. Conservative treatment of fractures and luxations of the thoracic

and lumbar spine. *Hefte Unfallheilkd.* 1980, no. 149, s. 119-128.

8. BEEN H. D., POOLMAN R. W., UBAGS L. H. Clinical outcome and radiographic results after surgical treatment of post-traumatic thoracolumbar kyphosis following simple type A fractures. *Eur Spine J.* 2004, vol. 13, no. 2, s. 101-107.
9. BEISSE R., MUCKLEY T., SCHMIDT M. H., HAUSCHILD M., BUHREN V. Surgical technique and results of endoscopic anterior spinal canal decompression. *J Neurosurg Spine* . 2005, vol. 2, no. 2, s. 128-136.
10. BETZ Q., AUGAT P., IGNAZIUS, A., CLARA I. Biomechanische und histologische Untersuchung autologer Spongiosa-Transplantate in einem teilebelasteten transplantationsmodell. In HERTEL P., EHM K. R. *Hefte zu „Der Unfallchirurg“* .1999, no. 275, s. 237-238.
11. BLAUTH M., BASTIAN L., KNOP C., LANGE U., TUSCH G. Interobserverreliabilität bei der Klassifikation von thorakolumbalen Wirbeläulenverletzungen. *Orthopäde.* 1999, vol. 28, no. 8, s. 662-681.
12. BÖHLER L. Conservative treatment of fractures of the thoracic and lumbar spine. *Z Unfallmed Berufskr.* 1972, vol. 65, no. 2, s. 100-104.
13. BOHLMAN H. Treatment of fractures and dislocations of the thoracic and lumbar spine. *J Bone Joint Surg Am.* 1985, vol. 67, no. 1, s. 165-169.
14. BRIEM D., LINHART W., LEHMANN W., BULLINGER M., SCHODER V., MEENEN N., M., WINDOLF J., RUEGER J. M. Investigation of the health-related quality of life after a dorso ventral stabilization of the thoracolumbar

- junction. *Unfallchirurg*. 2003, vol.106, no. 8, s. 625-632.
15. BRIEM D., LINHART W., LEHMANN W., MEENEN N. M., RUEGER J. M.  
Long - term outcomes after using porous hydroxyapatite ceramics (Endobon) for surgical management of fractures of the head of the tibia. *Unfallchirurg* . 2002, vol. 105, no. 2, s. 128-133.
  16. BUCHOLZ R. W., GILL K. Classification of Injuries to the Thoracolumbar Spine. *Orthop Clin North Am*. 1986, vol. 17, no. 1, s. 67- 73.
  17. CHANCE C. Q. Note on a type of flexion fracture of the spine. *Br J Radiol*. 1948, no. 21, s. 452-453.
  18. CHRISTODOULOU A. G., APOSTOLOU T., PLOUMIS A., TERZIDIS I., HANTZOKOS I., POURNARAS J. Pedicle dimensions of the thoracic and lumbar vertebrae in the Greek population. *Clin Anat*. 2005, vol.18, no. 6, s. 404-408.
  19. CHRISTODOULOU A., PLOUMIS A., TERZIDIS I., POURNARAS I. Vertebral body reconstruction with injectable hydroxyapatite cement for the management of unstable thoracolumbar burst fractures: a preliminary report. *Acta Orthop Belg*. 2005, vol. 71, no. 5, s. 597-603.
  20. CRICCHIO G., LUNDGREN S. Donor site morbidity in two different approaches to anterior iliac crest bone harvesting. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003, vol. 5, no. 3, s. 161-169.
  21. DANIAUX H. Transpedikulare Reposition und Spongiosaplastik bei Wirbelkörperbrüchen der unteren Brust und Lendenwirbelsäule.

*Unfallchirurg.* 1986, vol. 89, no. 5, s. 197-213.

22. DATIR S. P., MITRA S. R. Morphometric study of the thoracic vertebral pedicle in an Indian population. *Spine.* 2004, vol. 29, no. 11, s. 1174-1181.
23. DENIS F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spine injuries. *Spine.* 1983, vol. 8, no. 8, s. 817-831.
24. DICKMAN C. A., MARIANO F. F. Principles and techniques of screw fixation of the cervical spine. In *Principles of spine surgery.* MENEZES A. H., SONNTAG V. K. H. (eds). New York: McGraw- Hill, 1996. Volume 1, Chapter 8. s. 123-139.
25. DIXON R. G., MYTHUS J. M. Vertebroplasty and kyphoplasty: rapid pain relief for vertebral compression fractures. *Curr Osteoporos Rep.* 2004, vol. 2, no 4, s. 111- 115.
26. DUNN H. K. Anterior stabilization of thoracolumbar injuries. *Clin Orthop.* 1984, no.189, s. 116-124.
27. FILIP M., VESELSKÝ Z., STRNAD Z., LANÍK P. Náhrada meziobratlové ploténky pomocí keramické protézy při léčbě degenerativních onemocnění páteře. *Acta Chir orthop Traum čech.* 1995, roč. 62, č. 4, s. 226-231.
28. FRANKEL H. L., HANCOCK D. O., HYSLOP G. et al. The value of postural reduction in the initial of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. *Paraplegia.* 1969, vol. 7, no. 3, s. 179-192.
29. GERNGROSS H., BURRI C., KINZL L., MERK J., MILLER G. W. Komplikationen an der Entnahmestellen autologer Spongiosatransplantate.

- Aktuelle Traumatol.* 1982, vol. 12, no. 3, s. 146-152.
30. GERTZBEIN S. D. Classification of thoracic and lumbar fractures. *Spine.* 1994, vol. 19, no. 5, s. 626-628.
  31. GERTZBEIN S. D. Scoliosis Research Society: Multicenter Spine Fracture Study. *Spine.* 1992, vol. 17, no. 5, s. 528-540.
  32. HARMS J. Classification of fractures of the thoracic and lumbar vertebrae. *Fortschr Med.* 1987, vol. 105, no. 28, s. 545-548.
  33. HENCH L. L. et al. Gene - expression profiling of human osteoblasts following treatment with the ionic products of Bioglass® 45S5 dissolution. *J Biomed Mater Res.* 2001, vol. 55, no. 2, s.151-157.
  34. HENCH L.L., WILSON J. (eds). *An introduction to bioceramics.* New Jersey, World Scientific 1999.
  35. HOLDSWORTH F. Fractures and dislocations of the lower thoracic and lumbar spines, with and without neurological involvement. *Curr Pract Orthop Surg.* 1964, no. 23, s. 61-83.
  36. HOLDSWORTH F. Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg Am.* 1970, vol. 52, no 8, s. 1534-1551.
  37. HOLMES J. F. MILLER P. Q., PANACEK E. A., LIN S., HORNE, N. S., MOWER W. R. Epidemiology of thoracolumbar spine injury in blunt trauma. *Acad Emerg Med.* 2001, vol. 8, no. 9, s. 866-872.
  38. HOLLOWS P., HAYTER J. P. Traumatic medial malleolar fracture of a fibula flap donor leg. *Br J Plast Surg.* 2000, vol. 53, no. 2, s.166-168.

39. HOLT B.T., MCCORMACK T., GAINES R. W. Short segment fusion - anterior or posterior approach? *Spine* . 1993, vol. 7, no. 2, s. 189-197.
40. JODOIN A., DUPUIS P., FRASER M., BEAUMONT P. Unstable fractures of the thoracolumbar spine: a 10-year experience at Sacre-Coeur Hospital. *J Trauma*. 1985, vol. 25, no. 3, s. 197-202.
41. KANEDA K., ABUMI K., FUJIA M. Burst fractures with neurologic deficits of the thoracolumbar spine: results of anterior decompression and stabilisation with anterior instrumentation. *Spine* 1984, vol. 9, no. 8, s. 788-795.
42. KANEDA K., TANEICHI H., ABUMI, K. et al. Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. *J Bone Joint Surg Am*. 1997, vol. 79, no. 1, s. 69-83.
43. KARLSSON M. K., HASSERIUS R., GERDHEM P., OBRANT K. J., OHLIN, A. Vertebroplasty and kyphoplasty: New treatment strategies for fractures in the osteoporotic spine. *Acta Orthop*. 2005, vol. 76, no. 5, s. 620-627.
44. KIRKPATRICK J. S. Thoracolumbar fracture management: anterior approach. *J Am Acad Orthop Surg*. 2003, vol. 11, no. 5, s. 355-363.
45. KIRCHMIER R. S. JR., DENIS F. Surgical considerations of posttraumatic spinal deformity. In *Spinal Trauma*. COTLER J. M., SIMPSON J. M., AN H. S., SILVERI C. P. (eds). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000. s. 317-332.



46. KITSUGI T., YAMAMURO T., NAKAMURA T., HIGASHI S., KAKUTANI Y., HYAKUNA K., ITO S., KOKUBO T., TAKAGI M., SHIBUYA T. Bone bonding behavior of three kinds of apatite containing glass ceramics. *J Biomed Mater Res*. 1986, vol. 20, no. 9, s. 1295-1307.
47. KITSUGI T., YAMAMURO T., KOKUBO T. Bonding behavior of glass-ceramic containing apatite and wollastonite in segmental replacement of the rabbit tibia under load-bearing conditions. *J Bone Joint Surg Am*. 1989, vol. 71, no. 2, s. 264-72.
48. KITSUGI T., YAMAMURO T., NAKAMURA T., KOKUBO T. The bonding of glassceramics to bone. *Int Orthop*. 1989, vol. 13, no. 3, s. 199-206.
49. KNOP C., BLAUTH M., BASTIAN L., LANGE U., KESTING J., TSCHERNE H. Fractures of the thoracolumbar spine. Late results of dorsal instrumentation and its consequences. *Unfallchirurg* .1997, vol. 100, no. 8, s. 630-639.
50. Knop C., Blauth M., Buhren V., Arand M., Egbers H. J., Hax P. M., Nothwang J., Oestern H. J., Pizanis A., Roth R., Weckbach A., Wentzensen A. Surgical treatment of injuries of the thoracolumbar transition: Follow-up examination. Results of a prospective multi-center study by the Spinal Study Group of the German Society of Trauma Surgery. *Unfallchirurg* . 2001, vol. 104, no. 7, s. 583-600.
51. KNOP C., BLAUTH M., BUHREN V. et al. Surgical treatment of injuries of the thoracolumbar transition: 1. Epidemiology. *Unfallchirurg*. 1999, vol. 102,

no. 12, s. 924- 935.

52. KNOP, C., FABIAN, H., F. et al Fate of the transpedicular intervertebral bone graft after posterior stabilisation of thoracolumbar fractures. *Eur Spine J.* 2002, vol. 11, s. 251-257.
53. KNOP C., LANGE U., REINHOLD M., BLAUTH M. Vertebral body replacement with Synex in combined posteroanterior surgery for treatment of thoracolumbar injuries. *Oper Orthop Traumatol.* 2005, vol. 17, no. 3, s. 249-280.
54. KOSTUIK J. P. Adult kyphosis. In *The adult spine: Principles and practice.* FRYMOYER J. (ed.). New York: Raven Press, 1991. s. 1487-1501.
55. KOSTUIK J. P. Anterior fixation for fractures of the thoracic and lumbar spine with or without neurological involvement. *Clin Orthop Relat Res.* 1984, no. 189, s. 103-115.
56. KOSTUIK J. P., MATSUSAKI H. Anterior stabilization, instrumentation and decompression for post-traumatic kyphosis. *Spine.* 1989, vol. 14, no. 4, s. 379-386.
57. KRAUSE J. O., PERRY C. R. Distal femur as a donor site of autogenous cancellous bone graft. *J Orthop Trauma.* 1995, vol. 9, no. 2, s. 145-151.
58. KRBEČ M., ŠTULÍK J., TICHÝ V. Náhrada obratlového těla expanzním implantátem (Synex). *Acta Chir orthop Traum čech.* 2002, roč. 69, č. 3, s. 158-162.
59. KULLMER K., EYSEL P., ROMPE J. D., DEGREIF J. Ultrasound anatomy

- of the spinal canal of the lumbar spine. Results of an experimental study and report of initial clinical applications of intraoperative ultrasound in nucleotomies. *Ultraschall Med.* 1996, vol. 17, no. 4, s. 185-189.
60. KUNER E. H., KUNER A., SCHLICKEWEI W., MULLAJI A. B. Ligamentotaxis with an internal spinal fixator for thoracolumbar fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1994, vol. 76, no. 1, s. 107-112.
61. LAURIE S. W., KABAN L. B., MULLIKEN J. B., MURRAY J. E. Donor-site morbidity after harvesting rib and iliac bone. *Plast Reconstr Surg.* 1984, vol. 73, no. 6, s. 933-938.
62. LI H., ZOU X., LAURSEN M., EGUND N., LIND M., BUNGER, C. The influence of intervertebral disc tissue on anterior spinal interbody fusion: an experimental study on pigs. *Eur Spine J.* 2002, vol. 11, no. 5, s. 476-481.
63. LI K. C., HSIEH C. H., LEE C. Y., CHEN T. H. Transpedicle body augments: a further step in treating burst fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2005, no. 436, s. 119-125.
64. LINHART W., BRIEM D. Bone substitutes 2000 to 2010. Current status and innovation in therapy of bone defects. *Orthopäde.* 2001, vol. 30, no. 3, s. 189-192.
65. LINHART W., BRIEM D., AMLING M., RUEGER J. M., WINDOLF J. Mechanical failure of porous hydroxyapatite ceramics 7.5 years after implantation in the proximal tibial. *Unfallchirurg.* 2004, vol. 107, no. 2, s. 154-157.

66. LINHART, W., MEENEN, N., M., RUEGER, J., M.  
Knochenersatzmaterialien: Neue Möglichkeiten und Techniken. *OP-Journal*. 2000, vol. 3, no. 16, s. 294-298
67. LINHART W., PETERS F., LEHMANN W., SCHWARZ K., SCHILLING A.  
F., AMLING M., RUEGER J. M., EPPLE M. Biologically and chemically  
optimized composites of carbonated apatite and polyglykolide as bone  
substitution material. *J Biomed Mater Res*. 2001, vol. 54, no. 2, s. 162-171.
68. LEFERINK V. J., VELDHUIS E. F., ZIMMERMAN K. W., TEN VERGERT E.  
M., TEN DUIS H. J. Classificational problems in ligamentary distraction  
type vertebral fractures: 30% of all B- type fractures are initially  
unrecognised. *Eur Spine J*. 2002, vol. 11, no. 3, s. 246-250.
69. LOHNERT J., LÁTAL J. Poranenia chrbtice. Časť II. - Hrudný a driekový  
segment. Bratislava: Asklepios, 1994.
70. LONSTEIN J. E., WINTER R. B., MOE J. H., BRADFORD D. S., CHOU S.  
N., PINTO W. C. Neurologic deficits secondary to spinal deformity. A  
review of the literature and report of 43 cases. *Spine*. 1980, vol. 5, no. 4, s.  
331-355.
71. LOUIS R. Unstable fractures of the spine. III. Instability. A. Theories  
concerning instability. *Rev Orthop Chir Appar Mot*. 1977, vol. 63, no. 5, s.  
423-425.
72. LUKÁŠ R., SUCHOMEL P., ŠRÁM J. Některé aspekty operační léčby  
zlomenin hrudní a bederní páteře. In *Spinal surgery*. RUDINSKÝ, B. (ed.).

Bratislava: Slovak Academic Press, 2006. s. 154-169.

73. LUKÁŠ R., ŠRÁM J., TALLER, S., SUCHOMEL P. První zkušenosti s použitím systému MACS-TL při stabilizaci thorakolumbální páteře. *Úraz Chir.* 2001, roč. 9, č. 4, s. 11-19.
74. LUKÁŠ R., TALLER S. Vývoj klasifikací zlomenin T-L páteře. *Acta Spondyl.* 2002, roč. 1, č. 1, s. 31-39.
75. MAGERL F. Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1984, no.189, s. 125-141.
76. MAGER F., AEBI M., GERTZBEIN S. D., HARMS J., NAZARIAN S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar spine injuries. *Eur Spine J.* 1994, vol. 3, no. 4, s. 184-201.
77. MALCOLM B. W., BRADFORD D. S., WINTER R. B., CHOU S. N. Posttraumatic kyphosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1981, vol. 63, no. 6, s. 891-899.
78. MARTINEZ-QUINONES J. V., ASO-ESCARIO J., ARREGUI-CALVO Y. R. Percutaneous vertebral augmentation: vertebroplasty and kyphoplasty; operative technique. *Neurocirugia (Astur).* 1981, vol. 16, no. 5, s. 427-440.
79. MAYER M. Spine arthroplasty. *Expert Rev Med Devices.* 2005, vol. 2, no. 1, s. 3-6.
80. MAYER H., SCHAAF D., KUDERNATSCH M. Der Einsatz des Fixateur interne bei Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Chirurg.* 1992, vol. 63, no. 11, s. 944-949.

81. MCAFEE P. C., BOHLMAN H. H., YUAN H. A. Anterior decompression of traumatic thoracolumbar fractures with incomplete neurological deficit using a retroperitoneal approach. *J Bone Joint Surg Am.* 1985, vol. 67, no. 1, s. 89-104.
82. MCAFEE P. C., YUAN H. A., FREDERIKSON B. E., LUBICKY J. P. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 1983, vol. 65, no. 4, s. 461-473.
83. MCCORMACK T., KARAIKOVIC E., GAINES R. W. JR. The load sharing classification of spine fractures. *Spine.* 1994, vol. 19, no. 15, s. 1741-1744.
84. MCCORMICK P. Retropleural approach to the thoracic and thoracolumbar spine. *Neurosurgery.* 1995, vol. 37, no. 5, s. 908-914.
85. MESSNER P., HORN V. Allogenní kostní step při spondylodeze *Acta Chir orthop Traum čech.* 1985, roč. 52, č. 2, s. 142-146.
86. MEYER P. R. JR., APPLE D., COTLER J., GUSTA P., ZIEGLER J. *New spine classification system* [online]. 2000. [cit. 2006-01-27]. Dostupné z <<http://www.northwestern.edu/spine/fxclass.htm>>.
87. MIMATSU K., KATOH F., KAWAKAMI N. New vertebral body impactors for posterolateral decompression of burst fracture. *Spine.* 1993, vol. 18, no.10, s. 1366-1368.
88. MITRA S. R., DATIR S. P., JADHAV S. O. Morphometric study of the lumbar pedicle in the Indian population as related to pedicular screw fixation.

*Spine*. 2002, vol. 27, no. 5, s. 453-459.

89. NAGEL D. A., KOOGLE T. A., PZIALI R. L., PERKASH I. Stability of the upper lumbar spine following progressive disruptions and the application of individual internal and external fixation devices. *J Bone Joint Surg Am*. 1981, vol. 63, no. 1, s. 62-70.
90. NAKAMURA T., YAMAMURO T., HIGASHI S., KOKUBO T., ITOO S. A new glass- ceramics for bone replacement evaluation of its bonding to bone tissue. *J Biomed Mater Res*. 1985, vol. 19, no. 6, s. 685-698.
91. NICOLL E. Fractures of the dorsal-lumbar spine. *J. Bone Joint Surg Br*. 1949, vol. 31, s. 376-394.
92. OGINO M., OHUCHI F., HENCH L.L. Compositional dependence of the formation of calcium phosphate films on bioglass. *J Biomed Mater Res*. 1980, vol. 14, no. 1, s. 55-64.
93. ONER F. C., VAN GILS A. P., FABER J. A., DHERT W. J., VERBOUT A. J. Some complications of common treatment schemes of thoracolumbar spine fractures can be predicted with magnetic resonance imaging: prospective study of 53 patients with 71 fractures. *Spine*. 2002, vol. 27, no. 6, s. 629-636.
94. PAUL R. L., MICHAEL R. H., DUNN J. E. et al. Anterior transthoracic surgical decompression of acute spinal cord injuries. *J Neurosurg*. 1975, vol. 43, no. 3, s. 299-307.
95. PÁVEK V., NOVÁK Z., STRNAD Z., KUDRNOVÁ D., NAVRÁTILOVÁ B.

Klinická aplikace bioaktivní sklokeramiky BAS-0 pro výplně cystických dutin ve stomatologii. *Sbor lék.* 1993, roč. 94, č. 3, s. 239-248.

96. PETERSILGE C. A., EMERY S. E. Thoracolumbar burst fracture: evaluating stability. *Semin Ultrasound CT MR.* 1996, vol. 17, no. 2, s. 105-113.
97. PETERSILGE C. A., PATHRIA M. N., EMERY S. E., MASARYK T. J. Thoracolumbar burst fractures: evaluation with MR imaging. *Radiology.* 1995, vol. 194, no. 1, s. 49-54.
98. POLIKEIT A., FERGUSON S. J., NOLTE L. P., ORR T. E. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. *Eur Spine J.* 2003, vol. 12, no. 4, s. 413-420.
99. PROLO D. J., OKLUND S. A., BUTCHER M. Toward uniformity in evaluating results of lumbar spine operations: A paradigm applied to posterior lumbar interbody fusion. *Spine.* 1986, vol. 11, no. 6, s. 601-606.
100. ROBERSON J. R., WHITESIDES T. E. Jr. Surgical reconstruction of late posttraumatic thoracolumbar kyphosis. *Spine.* 1985, vol. 10, no. 4, s. 307-312.
101. ROBERTS J. B., CURTISS P. H. Jr. Stability of the thoracic and lumbar spine in traumatic paraplegia following fracture and fracture-dislocations. *J Bone Joint Surg. Am.* 1970, vol. 52, no. 6, s. 1115-1130.
102. RUEGER J. M. Bone substitution materials. Current status and prospects. *Orthopäde.* 1998, vol. 27, no. 2, s. 72-79.



103. RUEGER J. M., LINHART W., SOMMERFELDT, D. Biologic reactions to calcium phosphate ceramic implantations. Results of animal experiments. *Orthopäde*. 1998, vol. 27, no. 2, s. 89-95.
104. SANDERSON P. L., FRASER R. D., HALL D. J., CAIN C. M., OSTI O. L., POTTER G. R. Short segment fixation of thoracolumbar burst fractures without fusion. *Eur Spine J*. 1999, vol. 8, no. 6, s. 495-500.
105. SASSO R. C., BEST N. M., REILLY T. M., MCGUIRE R. A. Jr. Anterior-only stabilization of three-column thoracolumbar injuries. *J Spinal Disord Tech Suppl*. 2005, vol. 18, suppl, s. S7-S14.
106. SASSO R. C., LEHUEC J. C., SHAFFREY C. Spine interbody research group. Iliac crest bone graft donor site pain after anterior lumbar interbody fusion: a prospective patient satisfaction outcome assessment. *J Spinal Disord Tech*. 2005, vol. 18, suppl, s. S77- S81.
107. SILVESTRO C., FRANCAVIGLIA N., BRAGAZZI R., VIALE G. L. Near-anatomical reduction and stabilisation of burst fractures of the lower thoracic or lumbar spine. *Acta Neurochir (Wien)*. 1992, vol. 116, no. 1, s. 53-59.
108. STRNAD Z., BARCALOVÁ L., URBAN K. Povrchově bioaktivní skelně krystalické materiály. *Sklář a keramik*. 1989, roč. 39, s. 292-299.
109. ŠPONER P., URBAN K. Léčba juvenilní kostní cysty excochleací a výplní BAS-0. *Acta Chir orthop Traum čech*. 2004, roč. 71, č. 4, s. 214-219.
110. ŠPONER P., URBAN K., POVÝŠIL C. Bioaktivní sklokeramický materiál

- BAS-0 jako náhrada kostní tkáně (klinické zkušenosti v delším časovém intervalu od aplikace). *Acta Chir orthop Traum čech.* 1998, roč. 65, č. 4, s. 145-152.
111. ŠTULIK J., KRBEČ M., VYSKOČIL T. Užití biokeramiky v léčbě zlomenin torakolumbární páteře. *Acta Chir orthop Traum čech.* 2002, roč. 69, č. 5, s. 288- 294.
112. SUCHOMEL P., BARSA P., BUCHVALD P., SVOBODNÍK A., VANÍČKOVÁ E. Autologous versus allogenic bone grafts in instrumented anterior cervical discectomy and fusion: a prospective study with respect to bone union pattern. *Eur Spine J.* 2004, vol. 13, no. 6, s. 510-515.
113. TERK M. R., HUME-NEAL M., FRAIPONT M., AHMADI J., COLLETTI P. M. Injury of the posterior ligament complex in patients with acute spinal trauma: evaluation by MR imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 1997, vol. 168, no. 6, s. 1481-1486.
114. TRAFTON P. G., BOYD C. A. Computed tomography of thoracic and lumbar spine injuries. *J Trauma.* 1984, vol. 24, no. 6, s. 506-515.
115. TRIVEDI J. M. Spinal trauma: therapy-options and outcomes. *Eur J Radiol.* 2002, vol. 42, no. 2, s. 127-134.
116. TROPIANO P., HUANG R. C., GIRARDI F. P., CAMMISA F. P. Jr., MARNAY T. Lumbar total disc replacement. Seven to eleven-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2005, vol. 87, no. 3, s. 490-496.
117. URBAN K., POVÝŠIL C., ŠPELDA S. Ovlivnění osteointegrace bioaktivních

- sklokeramických materiálů fibrinem – experimentální práce. *Acta Chir orthop Traum čech.* 2001, roč. 68, č. 3, s. 168-175.
118. URBAN K., ŠPONER P. Rekonstrukce rozsáhlých acetabulárních defektů bioaktivní sklokeramikou u revizních operací totálních endoprotéz. *Acta Chir orthop Traum čech.* 1998, roč. 65, č. 4, s. 17-23.
119. URBAN K., STEHLÍK J. První klinické zkušenosti s bioaktivním sklokeramickým materiálem BAS-0. *Acta Chir orthop Traum čech.* 1993, roč. 60, č. 1, s. 40-46.
120. URBAN K., STRNAD Z. Bioaktivní sklokeramika a její využití v ortopedii. *Lék Zpr LF UK Hradec Králové.* 1992, roč. 37, č. 9-10, s. 261-274.
121. URBAN K., STRNAD Z., ŠPOHROVÁ D. Povrchově bioaktivní keramika (předběžná zpráva). *Chir orthop Traum čech.* 1989, roč. 56, č. 5, s. 391-397.
122. URBAN K., URBANOVÁ E. Sledování postupu vhojování bioaktivní sklokeramiky v okolí acetabula po revizní operaci endoprotézy kyčle pomocí scintigrafie. *Chir orthop Traum čech.* 1998, roč. 65, č. 3, s. 11-18.
123. VANDERSCHOT P., CALUWE G., LATEUR L., BROOS P. The use of 'hybrid' allografts in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine: first experience. *Eur Spine J.* 2001, vol. 10, no. 1, s. 64-68.
124. VERLAAN J. J., DIEKERHOF C. H., BUSKENS E., VAN DER TWEEL I., VERBOUT A. J., DHERT W. J. A., ONER F. C. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine. A systematic review of

- the literature on techniques, complications and outcome. *Spine*. 2004, vol. 29, no. 7, s. 803- 814.
125. VINCENT K. A., BENSON D. R., MCGAHAN J. P. Intraoperative ultrasonography for reduction of thoracolumbar burst fractures. *Spine*. 1989, vol. 14, no. 4, s. 387-390.
126. VLACH O., BAYER M. Následky úrazů torakolumbální páteře a jejich indikace k operačnímu řešení. *Acta Chir orthop Traum čech*. 1991, roč. 58, č. 3, s. 174-177.
127. WALCHLI B., HEINI P., BERLEMANN U. Loss of correction after dorsal stabilization of burst fractures of the thoracolumbar junction. The role of transpedicular spongiosa plasty. *Unfallchirurg*. 2001, vol. 104, no. 8, s. 742-747.
128. WATSON-JONES R. Manipulative reduction of crush fractures of the spine. *Br Med J*. 1931, s. 300-310.
129. WEINSTEIN J. N., COLLALTO P., LEHMANN T. R. Long-term follow-up of non-operatively treated thoracolumbar spine fractures. *J Orthop Trauma*. 1987, vol. 1, no. 2, s. 152-159.
130. WEINSTEIN J. N., COLLALTO P., LEHMANN T. R. Thoracolumbar "burst" fractures treated conservatively: a long-term follow-up. *Spine*. 1988, vol. 13, no. 1, s. 33-38.
131. WEISSKOPF M., OHNSORGE J. A., WIRTZ D. C., NIETHARD, F. U. Vertebroplasty/kyphoplasty-percutaneous stabilization of vertebrae.

*Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2004, vol. 142, no. 6, s. 59-69.

132. WENDSCHE P. Současný trend stabilisace úrazů torakolumbální páteře. *Zprav úraz Chirurg.* 1995, roč. 3, č. 4, s. 1-16.
133. WENDSCHE P., HAUPT R., VIŠŇA P., KOČIŠ J. Úskalí a komplikace při stabilizaci thorakolumbární páteře. *Zprav úraz Chirurg.* 1995, roč. 3, č. 4, s. 17-31.
134. WHITE A., PANJABI M. *Clinical biomechanics of the spine.* 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. ISBN 0-397-50720-8, s. 182-184.
135. WHITE A., PANJABI M., THOMAS C. The clinical biomechanics of kyphosis deformities. *Clin Orthop Relat Res.* 1977, no. 128, s. 8-17.
136. WHITESIDES T. E. Jr. Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop.* 1977, no. 128, s. 78-92.
137. WIPPERMANN B. W., ZALISKAS F., FEHR M., BLOKHUIS T., WENZ R., PATKA P. Der resorbierbare Knochenzement Niobin im Tibiasegmentdefekt beim Achat nach 3,6 und 12 Monaten Beobachtungzeit. In: *Hefte zu „Der Unfallchirurg“*. HAAS N. P., STÜMER K. M. (eds.). 2000, 282, s. 151-152.
138. WOLTER D. Recommendation for the classification of spinal injuries. *Unfallchirurg.* 1985, vol. 88, no. 11, s. 481-484.
139. WOLTER D., KORTMANN H. R. Transpedicular spondylodesis of injuries of the thoracic and lumbar spine. *Chirurg.* 1992, vol. 63, no.11, s. 866-874.

140. YAMAMURO T. Replacement of the spine with bioactive glass-ceramic prostheses. In *Handbook of bioactive ceramics*, Vol 1. YAMAMURO, T., HENCH, L., WILSON, J. (eds.). Boca Raton: CRC Press, 1990. ISBN 0-849-33241-9. s. 345-352.
141. YOSHII S., KAKUTANI Y., YAMAMURO T., NAKAMURA T., KITSUGI T., OKA M., KOKUBO T., TAKAGI M. Strength of bonding between A/W glass-ceramic and the surface of bone cortex. *J Biomed Mater Res*. 1988, vol. 22, no. 3, Suppl, s. 327-338.
142. YU S. W., FANG K. F., TSENG I. C., CHIU Y. L., CHEN Y. J., CHEN W. J. Surgical outcomes of short-segment fixation for thoracolumbar fracture dislocation. *Chang Gung Med J*. 2002, vol. 25, no. 4, s. 253-259.

## 15. LITERATURA AUTORA

První autor:

1. LUKÁŠ R., ŠRÁM J., TALLER, S., SUCHOMEL P. První zkušenosti s použitím systému MACS-TL při stabilizaci thorakolumbální páteře. *Úraz Chir*. 2001, roč. 9, č. 4, s. 11-19.
2. LUKÁŠ R., TALLER S. Vývoj klasifikací zlomenin T-L páteře. *Acta Spondyl*. 2002, roč. 1, č. 1, s. 31-39.
3. LUKÁŠ R., BARSA P., SUCHOMEL P. Diskogenní bolest a její chirurgická léčba arthroplastikou. *Acta Spondyl*. 2004, roč. 3, č. 1, s. 9-17.
4. LUKÁŠ R. Operační řešení zlomenin torakolumbární páteře. *Neurologie pro*

*praxi*. 2005, roč. 6, č. 2, s. 82-86

5. LUKÁŠ R., SUCHOMEL P., ŠRÁM J. Některé aspekty operační léčby zlomenin hrudní a bederní páteře. In: *Spinal surgery*. RUDINSKÝ B. (ed.). Bratislava: Slovak Academic Press, 2006. s. 154-169.
6. LUKÁŠ R., BARSÁ P., SUCHOMEL P. Artroplastika v chirurgické léčbě diskogenní bolesti bederní páteře. In: *Spinal surgery*. RUDINSKÝ B. (ed.). Bratislava: Slovak Academic Press, 2006. s. 245-259.
7. LUKAS R., SUCHOMEL P., SRAM J. Some aspects of the surgical treatment of thoracolumbar spine fractures. *Coluna/Columna Brasilian Journal*. Přijato do tisku (elektronicky sděleno 16.5.2006).
8. LUKÁŠ R., PAZOUR J., SUCHOMEL P., ŠRÁM J. Operační řešení zlomenin torakolumbární páteře. *Postgrad Med*. Přijato do tisku (elektronicky sděleno 27.1.2006).

Spoluautor:

9. TALLER S., LUKÁŠ R. Halo fixace při poranění krční páteře. *Acta Chir orthop Traum čech*. 1990, roč. 57, č. 1, s. 48-55.
10. TALLER S., LUKÁŠ R., BERAN J., BUBENÍK J. CT-navigované osteosyntézy pánve ( Předběžné sdělení o nové operační technice). *Rozhl Chir*. 1995, roč. 74, č. 3, s. 141-144.
11. TALLER S., LUKÁŠ R., SUCHOMEL P. CT navigovaná stabilizace zlomenin horního úseku hrudní páteře (Th 2-5) vnitřním fixátérem. *Acta*

*Chir orthop Traum čech.* 1998, roč. 65, č. 2, s. 100-104.

12. SUCHOMEL P., TALLER S., LUKÁŠ R., FRÖHLICH R. Chirurgické řešení zlomenin zubu čepovce. *Rozhl. Chir.* 2000, roč. 79, č. 7, s. 301-308.
13. TALLER S., SUCHOMEL P., LUKÁŠ R., BERAN J. CT-guided internal fixation of hangman's fracture. *Eur Spine J.* 2000, vol. 9, no. 5, s. 393-397.
14. BARSA P., SUCHOMEL P., BUCHVALD P., LUKÁŠ R., VANÍČKOVÁ E. Jsou šrouby při přední krční fúzi s bikortikální fixací skutečně bikortikálně zavedeny? Retrospektivní studie. *Acta Chir orthop Traum čech.* 2002, roč. 69, č. 1, s. 35-38.
15. ŠTULÍK J., SUCHOMEL P., LUKÁŠ R., CHROBOK J., KLÉZL J., TALLER S., KRBEČ M. Přímá osteosynthesa dentu–multicentrická studie. *Acta Chir orthop Traum čechoslov.* 2002, roč. 69, č. 3, s. 141-148.
16. TALLER S., LUKÁŠ R., ŠRÁM J., KŘIVOHLÁVEK M. Urgentní ošetření komplexních zlomenin pánve. *Rozhl. Chir.* 2005, roč. 84, č. 2, s. 83-87.
17. TALLER S., LUKÁŠ R., ŠRÁM J., BERAN J. 100 CT- navigovaných operací pánve. *Acta Chir orthop Traum čech.* 2003, roč. 70, č. 5, s. 279-284.
18. BARSA P., BUCHVALD P., SUCHOMEL P., LUKÁŠ R. Traumatická spondylolisthesa L5-S1. *Acta Chir orthop Traum čech.* 2003, roč. 70, č. 2, s. 121-125.
19. SUCHOMEL P., BUCHVALD P., BARSA P., LUKÁŠ R., SOUKUP T.



- Pyogenic osteomyelitis of the odontoid process: single stage decompression and fusion. *Spine* . 2003, vol. 28, no. 12. s. E239-244.
20. TALLER S., LUKÁŠ R., SUCHOMEL P., KŘIVOHLÁVEK M. Operační léčení dislokovaných příčných zlomenin sakra. *Acta Chir orthop Traum čech*. 2003, roč. 70, č. 3, s. 151-157.
21. SUCHOMEL P., ŠTULÍK J., KLÉZL Z., CHROBOK J., LUKÁŠ R., KRBEČ M., MAGERL F. Transartikulární fixace C1-2. Multicentrická retrospektivní studie. *Acta Chir orthop Traum čech*. 2004, roč. 71, č. 1, s. 6-12.
22. BERAN J., TALLER S., SUCHOMEL P., LUKÁŠ R. Osteosyntéza a fixace v oblasti krční a horní hrudní páteře. In: *Intervenční radiologie – miniinvazivní terapie*. KRAJINA A., PEREGRIN J.H. et al. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. s. 774-779.
23. SUCHOMEL P., FRÖHLICH R., LUKÁŠ R., BUCHVALD P. Chirurgická léčba úrazů horní krční páteře. In: *Spinal surgery*. RUDINSKÝ B. (ed.). Bratislava: Slovak Academic Press, 2006. s. 84-93