

# Dlouhodobé zkušenosti s kombinovaným hydroxyapatitovým povrchem ARBOND v osteointegraci implantátu

## Long-Term Experience with the Combined ARBOND Hydroxyapatite Coating in Implant Osteointegration

I. LANDOR, P. VAVŘÍK, D. JAHODA, D. POKORNÝ, R. BALLAY, A. SOSNA

I. ortopedická klinika 1.LF UK, FN Motol, Praha

### ABSTRACT

#### PURPOSE OF THE STUDY

The hydroxyapatite coating of an implant surface provides osteoactive conditions that can support osteointegration of cementless joint arthroplasties. However, the possibilities of hydroxyapatite degradation, resorption and delamination that may become responsible for failure of total hip arthroplasty (THA) have been reported. The aim of the study was to assess the properties of Arbond hydroxyapatite coating by comparing the long-term survival of implants identical in construction but different in surface coating.

#### MATERIAL

One group (HA) comprised 86 patients (100 THAs) with an average age of 45.14 years (range, 22.3 to 77.4 years) at the time of surgery who received a femoral stem (Walter) with a coating of Arbond sprayed over the proximal half. The other group (control) included 92 patients (100 THAs) with an average age of 49.7 years (range, 33 to 68.7) who had an identical femoral component without coating. In both groups the conical-shaped acetabular cup (Walter) and femoral head made of sintered ceramics were used.

The patients in whom one or both components were replaced or extracted were not included in the final clinical evaluation (Harris Hip Score). For the statistical analysis of survival, a stable component still in place at the date of the revision procedure was regarded as surviving; a loose component at the same date was considered a failure. Finally, 71 hips of the HA group followed up for an average of 15.51 (range, 5.6 to 18.56) years and 39 control hips at an average follow-up of 14.19 (range, 6.24 to 18.48) years were clinically evaluated. The data of patients who died in the course of study (HA group, 11; control group, 14) were included in the clinical evaluation with the date of their last follow-up.

#### METHODS

For both groups, the Kaplan-Meier survival curves were constructed for overall survival and for the survival of acetabular and femoral components separately. Differences in survival curves were evaluated with the use of Gehan's Wilcoxon test. Component survival was also calculated using 15-year life-table survivorship analysis. Differences in variables under study were assessed with the use of the two-tailed Student's t-test. A p value of less than 0.05 was considered significant.

#### RESULTS

A total of 29 % hips were revised in the HA group, 27 % for aseptic loosening of the acetabular cup, in 2 % both components were removed because of deep infection. In the control group revision procedures were performed in 61 % of the hips. Except for one case of deep infection (1 %), the reason was cup loosening in 30 %, stem loosening in 12 % and both components loosening in 18 % of the hips. The HA group showed a significantly longer survival of both total hip prostheses and individual components. The final HHS was significantly better than the initial score in both groups. There was no difference in the degree of improvement between the two groups. The radiographic data showed full osteointegration of stems in the HA group. The control group, on the other hand, had 87 % of the stems with translucent lines in zone I and zone VII according to Gruen's classification.

#### DISCUSSION

The significantly longer survival of hips in the HA group gives support to the use of hydroxyapatite coating in total hip arthroplasty. The poorer results in grit-blasted implants, as compared with the literature data, can be explained by a low degree of roughness of the Walter implant surfaces.

#### CONCLUSIONS

The combined Arbond hydroxyapatite coating improves conditions for implant osteointegration in the bone.

**Key words:** osteoactive surface, hydroxyapatite, cementless, THA, osteointegration.

### ÚVOD

Aseptické uvolnění kloubní náhrady patří bezesporu mezi hlavní problémy aloplastiky (18, 19). Prodloužení životnosti implantátu samozřejmě úzce souvisí s operační technikou (10). Stále větší význam však získává problematika periprotetické osteolýzy způsobené otěro-

vými částicemi (11). Hlavní úsilí konstruktérů totálních náhrad patří minimalizaci množství a účinku otěrových částic. Jsou hledány různé možnosti v kvalitativní i veličnostní úpravě kontaktních nosných povrchů. Současně probíhá i vývoj moderních osteointegračních mechanismů, které brání průniku otěrových částic na rozhraní implantát kostní lůžko. Tento koncept vyžaduje vytvo-

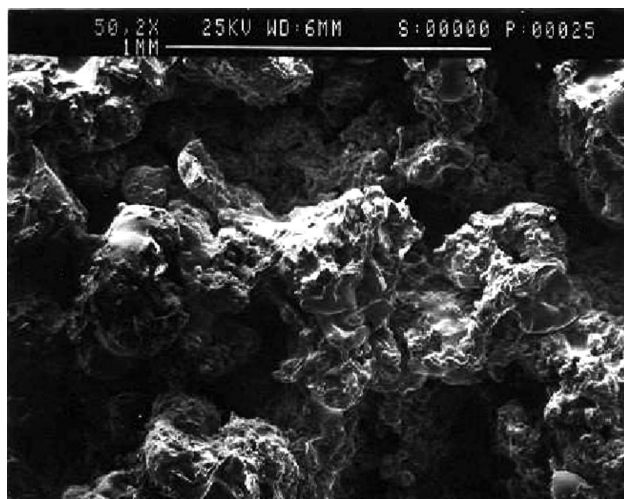
ření biologicky aktivního rozhraní mezi implantátem a kostí. Takové rozhraní jsou schopny vytvořit implantáty vybavené povrchy na bázi hydroxyapatitu (HA). Syntetický HA ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) má osteokonduktivní vlastnosti, což znamená, že podporuje vrůst osteoprogenitorových buněk do vhodně upraveného povrchu implantátu (13, 15, 20, 25). Tento vliv je prokázán jak v experimentu (20, 26), tak v klinických studiích (4, 6, 7, 21, 24). Obecně preferovanou formou aplikace HA na povrch implantátu je plazmatický nástřík (8, 14, 26). HA povrch má však rovněž některé nedostatky, které limitují jeho použití v endoprotetice. Je to v první řadě degradace a resorpce HA vrstvy, která vede ke ztrátě fixace implantátu v kostním lůžku (14, 26). Dále je to křehkost HA vrstvy, která delaminací a produkcí HA fragmentů kromě ohrožení stability implantátu v kostním lůžku způsobuje „third body wear“ sekundárně spojený s procesem uvolnění (3, 4). Řešení může být v kombinovaném povrchu. Pro implantáty, které vznikly ve spolupráci s firmou Walter, jsme našli takový povrch ve dvouvrstevném nástřiku Arbond americké firmy Artech, který byl do té doby užíván pouze ve stomatologii. Základní vrstvu tvoří makroporózní plazmatický nástřík základního substrátu (v našem případě TiAl6V4). Tato vrstva vytváří optimální porozitu pro kostní vrůst a zároveň dává pevný podklad pro tenkou vrstvu HA (17).

Přítomnost uvedené spodní vrstvy řeší problém delaminace HA povrchu. Rozpustnost HA povrchu je dána přítomností trikalciemfosfátu v plazmatickém nástřiku. Čistota HA vrstvy porózního povrchu by měla být minimálně 97 % (12). Se znalostí tohoto materiálu jsme se ve spolupráci s jeho autory rozhodli zavést tento povrch do problematiky kloubních náhrad a posoudit vliv tohoto osteoaktivního povrchu na integraci implantátu v kostním lůžku v dlouhodobém horizontu.

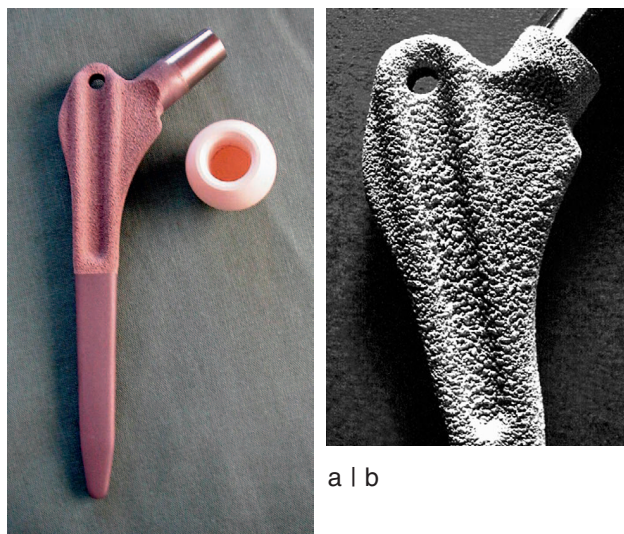
## MATERIÁL A METODIKA

Povrch, který je určen pro ortopedické implantáty, má celkovou tloušťku obou vrstev cca 1 mm, vlastní tloušťka HA vrstvy je v řádu 0,050 mm. Rozsah porozity nástřiku je 15–70 procent s nárůstem zevně. Velikost pórů se pohybuje mezi 25–45 mikrony rovněž s nárůstem k povrchu implantátu (obr. 1). Pevnostní parametry povrchu obstály ve standardech ASTM (American Society for Testing and Materials). Prvním implantátem, na který byl uveden nástřík aplikován, byl femorální dřík Walter. Tento implantát byl vyroben firmou Walter a.s. (dnes Medin Orthopedics a.s.) přesným kováním z titanové slitiny VT-6 (ASTM-136). Povrch výkovku byl vyčištěn korundovým tryskáním, které mu zároveň dodalo hrubost nutnou k osteointegraci (Ra 1,36 mikronu-Hommel tester T 6000). Finálně byl na proximální polovinu endoprotézy plazmaticky aplikován nástřík s uvedenými parametry.

Pro porovnání jsme vybrali 2 soubory nemocných. Každý z nich obsahoval prvních 100 totálních náhrad kyčelního kloubu v jedné variantě. Nemocní v obou souborech byli operováni na I. ortopedické klinice 1. LF UK



Obr. 1. Kombinovaný HA povrch Arbond ve velkém zvětšení

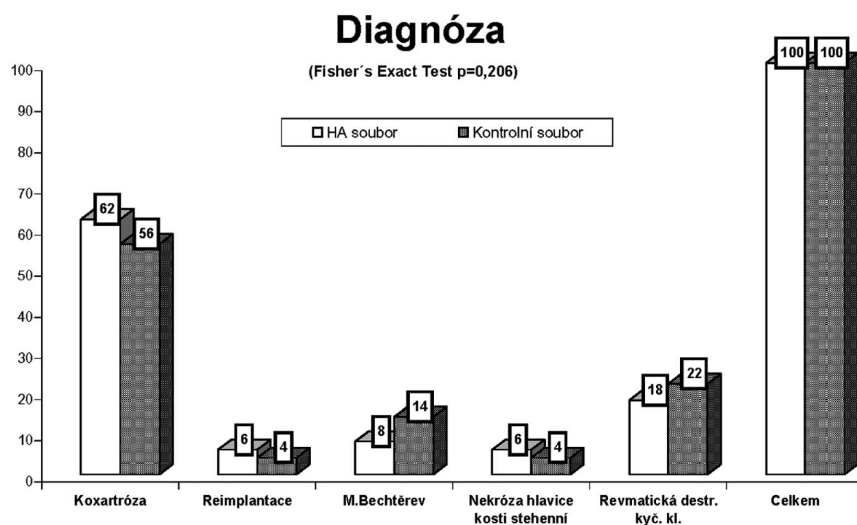


Obr. 2a. Femorální komponenta Walter s nástřikem Arbondu

Obr. 2b. Nástřík na femorální komponentě v detailu

v Praze v letech 1989 až 1993. První soubor (HA soubor) obsahoval 86 nemocných se 100 totálními náhradami kyčelního kloubu, kde jako femorální komponenta byl použit femorální dřík Walter s nástřikem Arbond. Tento nástřík byl aplikován na femorální komponentu totální náhrady kyčelního kloubu Walter v její proximální polovině, tedy v místech, kde je při nedostatečné integraci otevřen prostor pro prostup otěrových partikul. Jinými slovy nástřík byl aplikován také jako blok zvětšování „effective joint space“. Zbytek endoprotézy byl tryskán korundovým pískem (obr. 2 a, b). Průměrný věk operovaných nemocných byl 45,14 roku v době operace, rozsah 22,3 až 77,4 roku, směrodatná odchylka (SD)=12,4. Rozložení operačních diagnóz je patrné z grafu (graf 1). Druhý soubor (kontrolní soubor) obsahoval 92 nemocných se 100 totálními náhradami kyčelního kloubu, kde byla použita identická femorální komponenta Walter bez nástřiku (obr. 3). Průměrný věk v této



Graf 1. Rozložení diagnóz v souborech (bez významného rozdílu  $p=0,206$ )

Obr. 3. Femorální komponenta Walter ošetřená tryskáním korundového písku



Obr. 4. Acetabulární komponenta Walter

3 | 4

skupině nemocných byl 49,7 let (rozsah 33–68,7 roku,  $SD=8,41$ ). V rozložení diagnóz byly obě skupiny srovnatelné ( $p=0,206$  (graf 1). Ve všech případech byla jako acetabulární komponenta použita dvoudílná kónická samořezná jamka Walter. Základním materiálem pro výrobu kotvící části jamky je opět slitina VT-6, její povrch je bez nástřiku ošetřený pouze korundovým tryskáním ( $Ra\ 1,36$  mikronu). Kontaktní plocha pro hlavičku je vyrobena z UHMWPE a v kotvící části je fixována okrajovým zámkem a středovými stabilizátory (obr. 4). Ve všech případech použitá kloubní hlavička vyrobená v Diasu Turnov byla ze sinterované keramiky  $Al_2O_3$  a měla průměr 32 mm. Operační výkon byl vždy prováděn z anterolaterálního přístupu pomocí jednotného instrumentária dodávaného s implantátem. Nemocní byli zajištěni profylaktickou dávkou antibiotika. Poloviční zátěž byla ordinována za 6 týdnů a plná za 12 týdnů od výkonu. Ve třech případech byly obě kyčle operovány oboustranně jedním operátorem v jedné době.

Výkon byl prováděn u těchto nemocných vždy tak, že na jedné straně byl aplikován implantát s nástřikem, zatímco na druhé byl implantát pouze tryskaný, abychom získali validní srovnání osteointegrace implantátů s rozdílnou úpravou povrchu. Nemocní byli klinicky hodnoceni podle Harris Hip Score (dále HHS). V případě reimplantace, resp. extrakce, jedné nebo obou komponent byl nemocný vyňat z klinického hodnocení. To znamená, že jeho klinický nálezný reprezentovaný HHS nebyl do klinického hodnocení souboru zařazen. Data byla použita pouze pro statistiku přežití. Ponechaná komponenta byla k datu revize hodnocena jako přežívající (cenzorovaná). Její další sledování bylo však ukončeno. Uvolněná komponenta byla hodnocena k datu revize jako neúspěch.

Na konci studie bylo tedy klinicky zhodnoceno 71 kyčelních kloubů v HA souboru v průměrné době sledování 15,51 roku (rozsah 5,6–18,56 roku,  $SD=3,07$ ) a v případě kontrolního souboru 39 kyčelních kloubů s průměrem sledování 14,19 roku (rozsah 6,24–18,48 roku,  $SD=3,63$ ). Materiál nemocných, kteří po dobu trvání studie zemřeli (HA 11, kontrolní 14), byl zahrnut do klinického hodnocení s daty a termínem poslední kontroly na našem pracovišti. Data byla statisticky zpracována (t-test, Fisherův exaktní test, tabulka života a Kaplan-Meierova křivka přežití, Gehanův-Wilcoxonův test) a výsledky posuzovány hladinou významnosti 0,05.

## VÝSLEDKY

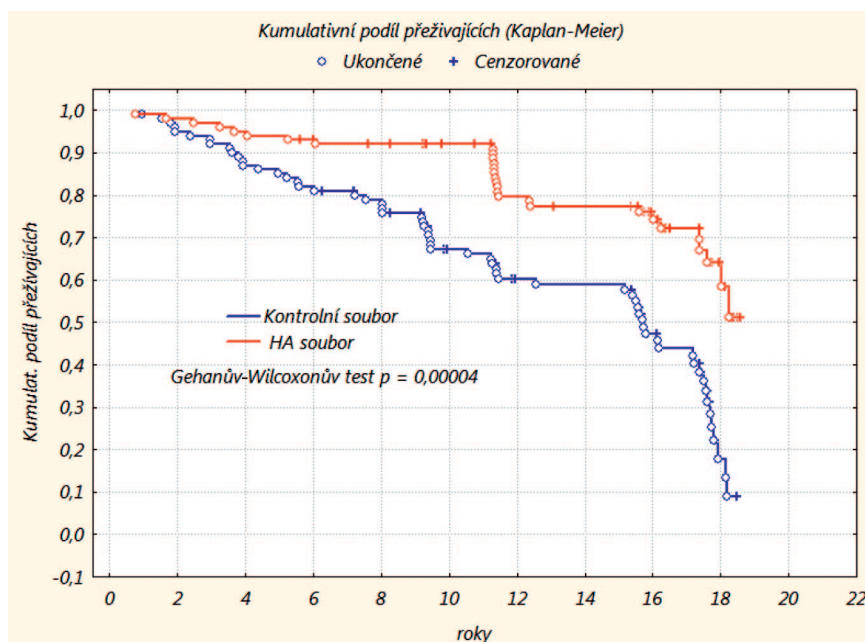
Základním parametrem, na který jsme soustředili svou pozornost, bylo přežití implantátu v organismu. V HA souboru jsme byli nuceni v době sledování reoperovat 29 (29 %) kyčelních náhrad. Ve 2 (2 %) případech šlo o hlubokou infekci, kdy byly dvoudobě reimplantovány obě komponenty. Ve zbývajících 27 (27 %) případech se jednalo pouze o aseptické uvolnění jamky, kdy byl dobře integrovaný HA-dřík ponechán. V kontrolním souboru jsme přistoupili k revizi v 61 (61 %)

případech. V jednom (1%) případě se jednalo o hlubokou infekci řešenou dvoudobou reimplantací, ve zbývajících 60 (60 %) případech šlo o aseptické uvolnění jedné nebo obou komponent. Podrobnější údaje jsou patrné z tabulky (tab. 1). V první Kaplan-Meierově analýze jsme zhodnotili přežití implantátu v obou skupinách. Jako end-point jsme stanovili výměnu nebo extrakci alespoň jedné z komponent totální náhrady. Výsledkem bylo statisticky významně delší přežití totální náhrady jako celku v souboru HA (graf 2, tab. 2). Poté jsme stejným způsobem analyzovali přežití jamky a dřívku. V obou případech je v horizontu 15 let průběh křivek rozdílný i s příslušnou statistickou významností ve prospěch HA souboru (graf 3, 4, tab. 2). Přesněji můžeme průběh přežití acetabulární a femorální komponenty v horizontu 15 let sledovat na tabulkách života (tab. 3 a 4).

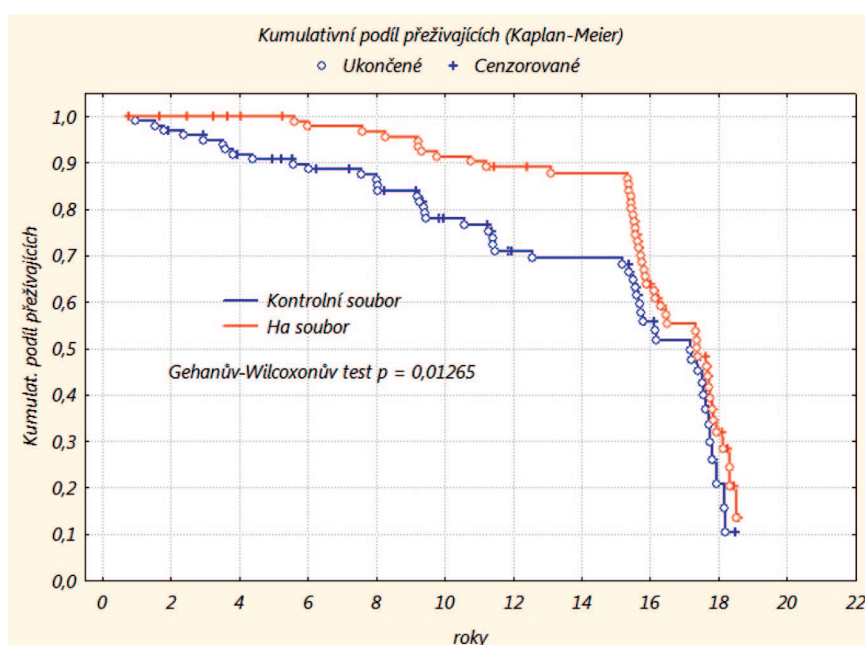
Posouzením klinických výsledků podle HHS u „přeživších“ nemocných jsme zjistili v obou skupinách statisticky významné zlepšení proti předoperačnímu stavu. Porovnáním výsledků HHS mezi oběma skupinami nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ( $p=0,51$ ) (tab. 5).

V rentgenové dokumentaci jsme našli v kontrolním souboru 34 (87 %) z 39 femorálních komponent s ostře ohraničenou translucencí neširší než 2 mm s lokalizací v zóně I. a VII. podle Gruena (16). V HA souboru se tyto translucence nevyskytly ani v jediném případě. Bez zajímavosti není rentgenová dokumentace u 3 nemocných, kteří byli operováni

Graf 2. Kaplan-Meierova křivka přežití – celý implantát



Graf 3. Kaplan-Meierova křivka přežití – acetabulární komponenta



Tab. 3. Tabulka života pro acetabulární komponentu

Tab. 1. Přehled reoperovaných případů

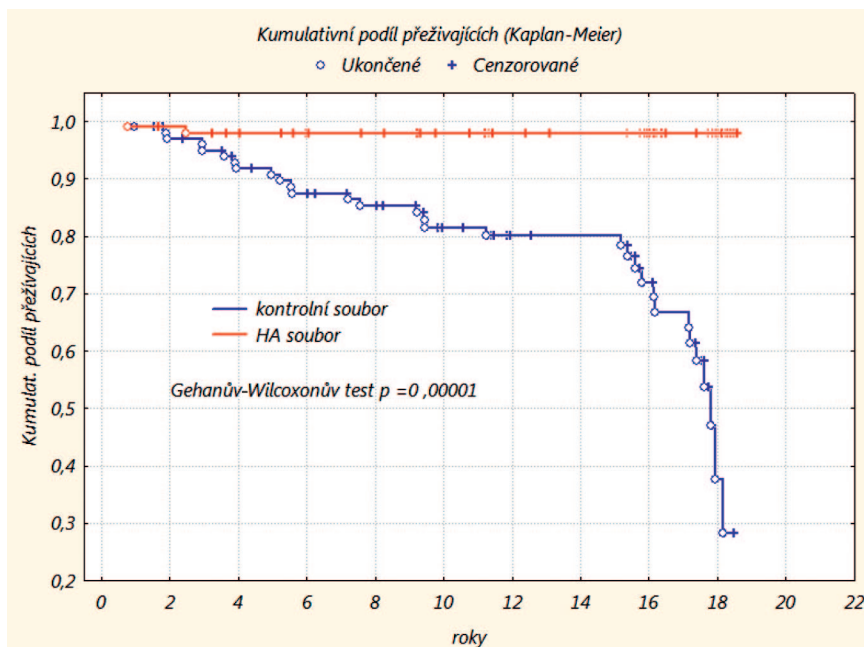
|                 | HA soubor | Kontrolní soubor |
|-----------------|-----------|------------------|
| Pouze jamka     | 27        | 30               |
| Obě komp.       | 0         | 18               |
| Pouze dřív      | 0         | 12               |
| Hluboká infekce | 2         | 1                |
| Celkem          | 29        | 61               |

Tab. 2. Souhrnné přežití jednotlivých komponent v obou souborech a jeho statistická významnost.

| Komponenta   | HA soubor | Kontrolní soubor | hodnota p |
|--------------|-----------|------------------|-----------|
| Acetabulární | 0,87      | 0,70             | 0,01265   |
| Femorální    | 0,97      | 0,80             | 0,00001   |
| Obě          | 0,78      | 0,59             | 0,00004   |

| Jamky HA soubor          |                |                    |                     |                            |               |
|--------------------------|----------------|--------------------|---------------------|----------------------------|---------------|
| Začátek intervalu (roky) | Počet exponov. | Kum. podíl přežil. | Sm. chyba kum.přež. | 95% Interval spolehlivosti |               |
|                          |                |                    |                     | dolní hranice              | horní hranice |
| 0                        | 97             | 1,00               | 0,00                | 1,00                       | 1,00          |
| 5                        | 93             | 0,99               | 0,01                | 0,98                       | 1,01          |
| 10                       | 78             | 0,91               | 0,03                | 0,86                       | 0,96          |
| 15                       | 53             | 0,87               | 0,03                | 0,81                       | 0,93          |
| Jamky kontrolní soubor   |                |                    |                     |                            |               |
| Začátek intervalu (roky) | Počet exponov. | Kum. podíl přežil. | Sm. chyba kum.přež. | 95% Interval spolehlivosti |               |
|                          |                |                    |                     | dolní hranice              | horní hranice |
| 0                        | 98             | 1,00               | 0,00                | 1,00                       | 1,00          |
| 5                        | 89             | 0,91               | 0,03                | 0,85                       | 0,96          |
| 10                       | 76             | 0,78               | 0,04                | 0,71                       | 0,85          |
| 15                       | 34             | 0,70               | 0,05                | 0,63                       | 0,76          |

Graf 4. Kaplan-Meierova křivka přežití – femorální komponenta



oboustranně jedním operátorem v jednom sezení s volbou obou typů femorálních komponent. Proti optimálně integrovanému HA dříku stojí femorální komponenta s translucentní linií v proximální části (obr. 5).

V žádném případě jsme se nesetkali s lokálními ani celkovými negativními vlivy spojenými s HA nástřikem.

## DISKUSE

Naše studie jednoznačně potvrzuje výrazné zlepšení osteointegrace a přežití femorálních dřίκů opatřených

HA plazmatickým nástřikem Arbond. Při přípravě materiálu pro FDA (Food and Drug Administration) byly zavedeny čepy stříkané Arbondem do psích tibíí. Po 6–12 týdnech byla zkoumána reakce mezi čepem a kostní tkání, která byla zcela uspokojivá (obr. 6 a–d).

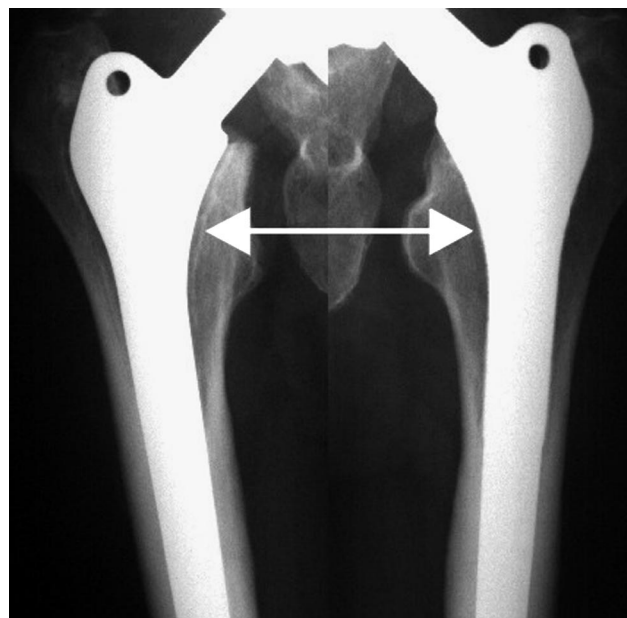
Naše poznatky jsou v souladu se sděleními Theise (27) a Oosterbose (21). Coathup (5) porovnal osteointegraci několika typů dřίκů v pitevním materiálu. Významně nejlépe byl integrován dřík s tenkou vrstvou hydroxyapatitu na titanové porózní vrstvě. Není bez zajímavosti, že mezi dříky s porózní vrstvou bez hydroxy-

Tab. 4. Tabulka života pro femorální komponentu

| HA soubor        | N  | Průměr | Minimum | Maximum | Sm. odch. | hodnota p  |
|------------------|----|--------|---------|---------|-----------|------------|
| HHS preop.       | 71 | 33,75  | 19      | 47      | 5,33      |            |
| HHS finální      | 71 | 95,61  | 81      | 100     | 4,05      |            |
| rozdíl           | 71 | 61,44  | 30      | 72      | 7,48      | $p < 0,05$ |
| Kontrolní soubor |    |        |         |         |           |            |
| HHS preop.       | 39 | 33,85  | 26      | 49      | 6,48      |            |
| HHS finální      | 39 | 96,21  | 89      | 100     | 2,68      |            |
| rozdíl           | 39 | 62,36  | 50      | 72      | 5,92      | $p < 0,05$ |

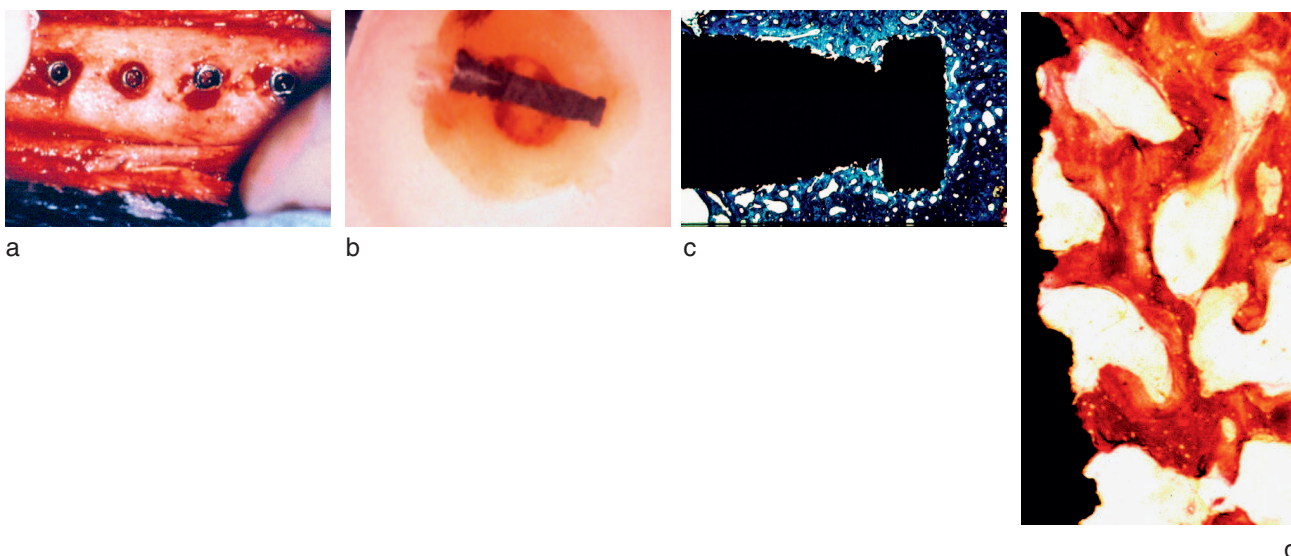
Tab. 5. Souhrnné zhodnocení výsledků HHS

| Dříky HA soubor          |                |                    |                     |                            |               |
|--------------------------|----------------|--------------------|---------------------|----------------------------|---------------|
| Začátek intervalu (roky) | Počet exponov. | Kum. podíl přežil. | Sm. chyba kum.přež. | 95% Interval spolehlivosti |               |
|                          |                |                    |                     | dolní hranice              | horní hranice |
| 0                        | 98             | 1,00               | 0,00                | 1,00                       | 1,00          |
| 5                        | 89             | 0,98               | 0,01                | 0,95                       | 1,00          |
| 10                       | 76             | 0,97               | 0,02                | 0,94                       | 1,00          |
| 15                       | 34             | 0,97               | 0,02                | 0,93                       | 1,00          |
| Dříky kontrolní soubor   |                |                    |                     |                            |               |
| 0                        | 97             | 1,00               | 0,00                | 1,00                       | 1,00          |
| 5                        | 76             | 0,91               | 0,03                | 0,85                       | 0,96          |
| 10                       | 54             | 0,81               | 0,04                | 0,75                       | 0,88          |
| 15                       | 30             | 0,80               | 0,04                | 0,73                       | 0,86          |

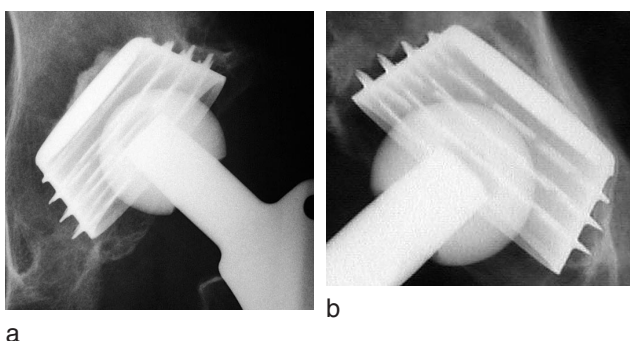


Obr. 5. Rentgenová dokumentace nemocné s kombinací stříkané a tryskané femorální komponenty (šipka ukazuje rozdíl v integraci komponenty)





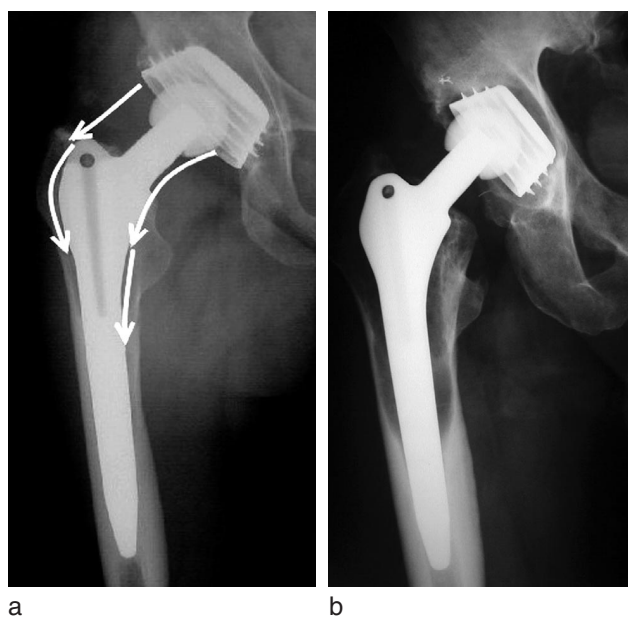
Obr. 6. Titanové čepy s plasmatickým nástřikem Arbondu implantované do tibií psa (a); řez tibií psa v místě zavedeného štěpu (b); histologický preparát čepu optimálně integrovaného do kostní tkáně (c); histologický preparát rozhraní čepu a kosti (d)



Obr. 7. Axiální projekce „na závit“ ukazuje dobře integrovanou kónickou jamku Walter 17 let od výkonu (a); axiální projekce „na závit“ ukazuje nedostatečnou integraci v proximální části jamky Walter 12 let od výkonu (b)

apatitu a dřívky pouze tryskanými Coathup významný rozdíl v integraci nenalezl. Rokkum (22, 23) zkoumal bioptické vzorky odebrané při revizích implantátů se silnou vrstvou hydroxyapatitového nástřiku (155 mikronů, tj. vrstva zhruba 3krát silnější než u povrchu Arbond). Ve vzorcích odebraných z kostního lůžka jamek i dřívků tohoto typu našel delaminovanou vrstvu hydroxyapatitu a pod ní intenzivně vrůstající osteoidní tkáň. Přežití tryskaných femorálních komponent Walter (tj. bez nástřiku) je ve srovnání s podobnými typy implantátů poněkud horší (1, 2, 9). Rozdíl si vysvětlujeme hlavně povrchovou úpravou ve smyslu nedostatečné hrubosti tryskaného povrchu. Femorální dřívky Walter mají hrubost Ra 1,36 mikronů a jsou tedy podstatně hladší než úspěšnější modely pressfit tryskaných dřívků (Spotorno, Zweymüller), jejichž povrchová hrubost je Ra 4–5 mikronů (1, 2).

Jinou příčinou migrace byla nesporně i operační chyba v rámci „learning curve“, kdy byl dřív implantován



Obr. 8. Schéma znázorňuje možnost šíření otěrových částic kolem nedostatečně integrovaného implantátu (a); pokročilá osteolýza kolem tryskaného femorálního dřívku Walter vzniklá jako reakce na otěrové částice UHMWPE z artikulární části jamky, všimněme si asymetrického postavení hlavice v usurované artikulární vložce (b)

do varózního postavení. Příprava kostního lůžka ve varózní orientaci vedla i k volbě menšího rozměru implantátu, než by do odpovídající dřevové dutiny patřil. Chyba, která u tryskaných implantátů končila po určité době uvolněním, se u HA dřívků se vůbec neprojevovala.

Možné příčiny vysoké frekvence uvolnění kónických samořezných jamek vidíme opět hlavně v jejich povrchové úpravě, jinými slovy v nedostatečné hrubosti povrchu. Kvalita kontaktu implantátu s kostním lůžkem

je stejně jako u femorální komponenty dána povrchovou hrubostí, která je ve srovnání s úspěšnými modely několikanásobně nižší. Dalším faktorem by mohla být i výška závitů. Klasický způsob integrace implantátů se samořezným závitem spočívá v přestavbě kostní tkáně mezi závitů. Tato vrstva kostního lůžka je částečně mechanicky devitalizována zavedením samořezné jamky (tlakem vzniklé mikrofraktury). Kostní tkáň je pak více či méně dostavěna do kontaktu s jamkou. U vyššího závitů se můžeme oprávněně obávat nedostatečné přestavby vrstvy mezi závitů. Sumací těchto dvou fenoménů je pak vyšší procento uvolnění tohoto implantátu (obr. 7a, b). Srovnáme-li rozdíl frekvence uvolnění konických jamek Walter v obou souborech, vidíme, že je rovněž statisticky významný ve prospěch HA souboru (tab. 2). Pro tento jev zatím nenalézáme jednoznačné vysvětlení. Optimalizovaná vazba mezi implantátem a kostí, která je rovněž blokem v šíření ořetrových částic (particle wear pumping), limituje tak „efektivní kloubní prostor“ (obr. 8a, b). Tak zřejmě omezuje i množství osteoagresivních granulací a snižuje agresivitu tohoto granulomu. Každopádně však uvedený náález nepřímou vylučuje možnost dezintegrace HA povrchu a interpozicí mezi kloubní plochy vzniklý „third body wear“ s následným uvolněním implantátu (3, 4).

## ZÁVĚR

Domníváme se, že v povrchu Arbond jsme získali prostředek, který významně zlepšuje osteointegraci implantátu a je schopen navíc kompenzovat některé menší konstrukční nedostatky implantátu a drobné chyby v operační technice.

## Literatura

1. ALDINGER, P. R., BREUSH, S. J., LUKOSCHEK, M., MAU, H., EWERBECK, V., THOMSEN, M. A: A ten-to 15 year follow-up of the cementless Spotorno stem. *J. Bone Jt Surg.*, 85-B: 209–214, 2003.
2. ALDINGER, P. R., THOMPSEN, M., MAU, H., EWERBECK, V., BREUSH, S. J: Cementless Spotorno tapered titanium stems. Excellent 10-15 year survival in 141 young patients. *Acta orthop. scand.*, 74: 253–258, 2003.
3. BLOEBAUM, R. D., DUPONT, J. A: Osteolysis from a press-fit hydroxyapatite coated implant: a case study. *J. Arthroplasty*, 8:195–202, 1993.
4. CAPELLO, W. N., D ANTONIO, J. A., MANLEY MT, FEINBERG, J. R: Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Clinical results and critical issues. *Clin. Orthop.*, 355: 200–211, 1998.
5. COATHUP, M. J., BLUNN, G. W., FLYNN N., WILLIAMS, C., THOMAS, N. P: A comparison of bone remodelling around hydroxyapatite-coated, porous-coated and grit-blasted hip replacements retrieved at post-mortem. *J. Bone Jt Surg.*, 83-B: 118–123, 2001.
6. D ANTONIO, J. A., CAPELLO, W. N., MANLEY, M. T: Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems. *J. Bone Jt Surg.*, 78-A: 1226–1234, 1996.
7. D ANTONIO, J. A., CAPELLO, W. N., MANLEY, M. T, GEESINK, R: Hydroxyapatite femoral stems for total hip arthroplasty: 10-13-year follow-up. *Clin. Orthop.*, 393: 101–111, 2001.
8. DE GROOT, K., GEESINK, R., KLEIN, C. P., SEREKIAN, P: Plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite. *J. Biomed. Mat. Res.*, 21: 1375–1381, 1987.
9. DELAUNAY, C., KAPANDJI, A. I: Survival analysis of cementless grit-blasted titanium total hip arthroplasties. *J. Bone Jt Surg.*, 83-B: 408–413, 2001.
10. FOUSEK, J., INDRÁKOVÁ, P: Totální endoprotéza kyčelního kloubu u postdysplastické koxartrózy: Má typ jamky a její umístění vliv na životnost endoprotézy? *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 47–54, 2007.
11. GALLO, J., MRÁZEK, F., PETŘEK, M: Podíl imunogenetických faktorů na vzniku a rozvoji periprotetické osteolýzy. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 247–252, 2007.
12. GEESINK, R. G. T., HOEFNAGELS, N. H. M: Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement. *J. Bone Jt Surg.*, 77-B: 534–547, 1995.
13. GEESINK, R. G. T., MANLEY, M. T: Hydroxyapatite coatings in orthopaedic surgery. New York, Raven 1993.
14. GOMEZ-VEGA, J. M., SAIZ, E., TOMSIA, A. P: Glass-based coatings for titanium implant alloys. *J. Biomed. Mat. Res.*, 46: 549–559, 1999.
15. GROSS, K. A., WALSH, W., SWARTS, E: Analysis of retriever hydroxyapatite-coated hip prostheses. *J. Therm Spray Technol.*, 13:190–199, 2004.
16. GRUEN, T. A., MCNEICE, G. M., AMSTUTZ, H. C: Modes of failure of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin. Orthop.*, 141: 17–27, 1979.
17. HAHN, H., PALICH, W: Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. *J. Biomed. Mat. Res.*, 4: 571–577, 1970.
18. KOVANDA, M., HAVLÍČEK, V., HUDEC, J: Předčasné aseptické uvolňování dřívku CF- 30. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 59–, 2007.
19. MASÁR, J: 10-ročné zkušenosti s individuální TEP podľa Aldingera – zhodnotenie výsledkov. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 175–, 2007.
20. MOUZIN, O., SOBALLE, K., BECHTOLD, J.E: Loading improves anchorage of hydroxyapatite implants more than titanium implants. *J. Biomed. Mat. Res. Appl. Biomater.*, 58: 61–68, 2001.
21. OOSTERBOS, C. J. M., RAHMY, A. I. A., TONINO, A. J., WITPEERD, W: High survival rate of hydroxyapatite-coated hip prostheses. *Acta orthop. scand.*, 75: 127–133, 2004.
22. ROKKUM, M., REIGSTAD, A., JOHANSSON, C. B: HA particles can be released from well-fixed HA-coated stems. Histopathology of biopsies from 20 hips 2-8 years after implantation. *Acta orthop. scand.*, 73: 298–306, 2002.
23. ROKKUM, M., REIGSTAD, A., JOHANSSON, C. B., ALBREKTSSON, T: Tissue reactions adjacent to well-fixed hydroxyapatite-coated acetabular cups. *J. Bone Jt Surg.*, 85-B: 440–447, 2003.
24. ROTHMAN, R. H., HOZACK, W. J., RANAWAT, A., MORIARTY, L: Hydroxyapatite-coated femoral stems. A matched-pair analysis of coated and uncoated implants. *J. Bone Jt Surg.*, 78-A: 319–324, 1996.
25. SHARMA, D. K., BROOKS, S., CREASEY, S., LEWIS, B: (2004) Fracture of fully hydroxyapatite-coated femoral stem of total hip replacement-a report of 3 cases. *Acta orthop. scand.*, 75: 768–771, 2004.
26. SUN, L., BERNDT, C. C., GROSS, K. A., KUCUK, A: Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review. *J. Biomed. Mat. Res.*, 58: 570–592, 2001.
27. THEIS, J. C., BALL, C: Medium-term results of cementless hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty: a clinical and radiological review. *J. Orthop. Surg.*, 11:159–165, 2003.

Práce vznikla v rámci řešení výzkumného záměru MZO 00064203-6604.

Doc. MUDr. Ivan Landor, CSc.,  
Na Vinobraní 15,  
106 00 Praha 10,  
Tel. 602 345 480  
E-mail: landor@atlas.cz