

prof. dr inż. Alexander LAPTEV^{1) 2)}, dr inż. Martin BRAM²⁾

¹⁾ Forschungszentrum Jülich GmbH, Jülich, Niemcy

²⁾ Donbass State Engineering Academy, Kramatorsk, Ukraina

E-mail: laptev@dgma.donetsk.ua

Kształtowanie dokładne implantów tytanowych o wysokiej porowatości metalurgią proszków

Net-shape forming of highly porous titanium implants manufactured by powder metallurgy route

Streszczenie

Tytan o wysokiej porowatości jest obiecującym materiałem dla zastosowania w biomedycynie, szczególnie przy produkcji sztucznych stawów oraz implantów biodra czy kręgosłupa. Wspaniała biogodność tytanu jest dobrze znana w środowisku chirurgicznym. Otwarte i wzajemnie połączone pory pozwalają na wrastanie tkanki kostnej na powierzchnię implantu, formowanie naczyń krwionośnych oraz naturalne wiązanie implantu w szkieletcie ludzkim. Elastyczny moduł porowatego tytanu może zostać z łatwością związany z elastycznym modułem kostnym poprzez kontrolę porowatości. W wyniku tego można zredukować lub wyeliminować efekt ochrony implantu przed obciążeniami i degradacją kości. Implanty medyczne posiadają z natury skomplikowaną geometrię. Jednym z głównych problemów w produkcji implantów o wysokiej porowatości jest kształtowanie precyzyjne. Innym problemem jest utrzymanie zawartości nieczystości poniżej poziomu ograniczonego przez normę ASTM dla implantów medycznych. Niniejsza praca stanowi przegląd dokonani autorów w zakresie kształtowania precyzyjnego implantów tytanowych o wysokiej porowatości, wykonanych z użyciem, technologii metalurgii proszków oraz metod wypełniania przestrzeni. Porównane zostało kształtowanie implantów poprzez prasowanie izostatyczne na zimno oraz formowanie wtryskowe metalu. Omówiono także problemy z obróbką porowatych wyprasek tytanowych przed i po spiekaniu. Opisano zalety, problematykę i perspektywy formowania wtryskowego metali przy produkcji porowatych implantów tytanowych. Omówione zostało kształtowanie precyzyjne implantów tytanowych o wysokiej porowatości.

Abstract

The highly porous titanium is promising material for application in biomedicine, particularly in manufacturing of artificial joints, hip and spinal implants. The excellent biocompatibility of titanium is well known in the surgery practice. The open and interconnected porosity enables ingrowth of bone tissues into implant surface, formation of blood vessels and natural fixation of implant in the human skeleton. The elastic modulus of porous titanium can be easily fitted to the elastic modulus of bones by control of porosity. As a result the shielding effect of implant and degradation of bone can be reduced or eliminated. The medical implants possess as a rule a complex geometry. Therefore net-shape forming is one of the main problems in manufacturing of highly porous implants. Another problem is the keeping of impurities content below the level limited by ASTM standard for medical implants. In the present paper the practice of authors in net-shape forming of highly porous titanium implants produced by powder metallurgy route and space holder technique is reviewed. The use of the die and cold isostatic pressing as well as the metal injection molding for shaping of implants have been compared. The problems in machining of porous titanium compacts prior to sintering and after sintering are discussed. The advantages, problems and prospects of metal injection molding in production of porous titanium implants are highlighted. The net-shape forming of highly porous titanium implants is exemplified.

Słowa kluczowe: porowaty tytan, implant, metalurgia proszków, kształtowanie precyzyjne

Keywords: porous titanium, implants, powder metallurgy, net-shape forming

1. WPROWADZENIE

Tytan jest szeroko stosowany przy produkcji implantów biomedycznych ze względu na swoją dobrą biogodność oraz stosunkowo mały moduł Younga [1, 2]. Stabilizacja mechaniczna implantów tytanowych w ciele ludzkim jest osiągana zazwyczaj przez związanie ze szkieletem z użyciem wkrętów lub cementu kostnego. Niezawodność wiązania może zostać znacznie poprawiona przez zastosowanie implantów o porowatej powierzchni lub wykorzystanie implantów w pełni porowatych. Wrastanie tkanki kostnej na oraz przez pory pozwala na naturalne uwiązanie tytanowych implantów z kością [2]. Dla utworzenia sieci naczyń krwionośnych i uzyskania modułu Younga zbliżonego do modułu stykającej się kości, wymagana jest duża porowatość otwarta tytanu i wymiary porów rzędu kilku setek mikronów. Zgodność modułu porowatego tytanu oraz kości redukuje ryzyko zaniku tkanki kostnej, który prowadzić może do degradacji i pęknięcia kości [2, 3].

Efektywnym i wygodnym technologicznie sposobem wytwarzania porowatych implantów tytanowych jest metalurgia proszków. W tym zakresie często stosowana jest także technika wypełniania przestrzeni. Na początku mieszanina bazowego proszku tytanowego oraz proszku wypełniacza porów umieszczana jest w matrycy lub formie celem nadania kształtu finalnego lub pośredniego. Potem wypełniacz jest usuwany przez termolizę (np. wodorowęglan amonu) lub rozpuszczanie w cieczy (np. chlorek sodu). Uzyskane tytanowe części są spiekane w próżni [4].

Większość tytanowych implantów posiada skomplikowaną geometrię. Jednym z głównych problemów przy produkcji porowatych implantów tytanowych jest jednoczesne kształtowanie precyzyjne implantów o porowatej powierzchni i uzyskanie akceptowalnej zawartości zanieczyszczeń (głównie tlenu, azotu i węgla). W niniejszej pracy zebraliśmy nasze doświadczenia w zakresie formowania implantów o wysokiej porowatości otwartej, produkowanych w technologii metalurgii proszków i metodą wypełniania przestrzeni. Omówiono kilka sposobów formowania implantów. Położono także nacisk na związane z tym problemy i możliwe rozwiązania.

1. INTRODUCTION

The titanium is widely used in manufacturing of biomedical implants due to its good biocompatibility and relatively low Young's modulus [1, 2]. The mechanical stability of titanium implants in a human body is usually achieved by screws or bone cement fixation in the skeleton. The reliability of fixation can be significantly improved using implants possessing a porous surface or by employment of the fully porous implants. The growth of bone tissue into and through the pores establishes natural fixation of titanium implants to the host bone [2]. The high interconnected porosity of titanium and pore size of a few hundred microns is required to ensure the formation of a blood vessels network and to bring nearer its Young's modulus to the modulus of contacting bone. The consistency between moduli of porous titanium and bone reduces the risk of stress shielding which can lead to the bone degradation and fracture [2, 3].

The powder metallurgy is an effective and convenient technological route for production of porous titanium implants. The space holder technique is frequently used for this aim. The mixture of the basic titanium powder and powder of space holder material is firstly formed in a die or in a mould to the final or intermediate shape. After that the space holder is removed by thermal decomposition (e.g. ammonium bicarbonate) or dissolution in a liquid (e.g. sodium chloride). The obtained titanium parts are vacuum sintered [4].

The most of titanium implants possess a complex geometry. The one of the main problems during manufacturing of porous titanium implants is ensuring the combination of net-shape forming of implants with open surface porosity and acceptable impurities content (mainly oxygen, nitrogen and carbon). In the present paper we summarized our experience in the forming of highly porous implants with open surface porosity produced by powder metallurgy route and space holder method. The several ways of implant forming are discussed. The appearing problems and the possible solutions are highlighted.

2. TECHNOLOGIE KSZTAŁTOWANIA

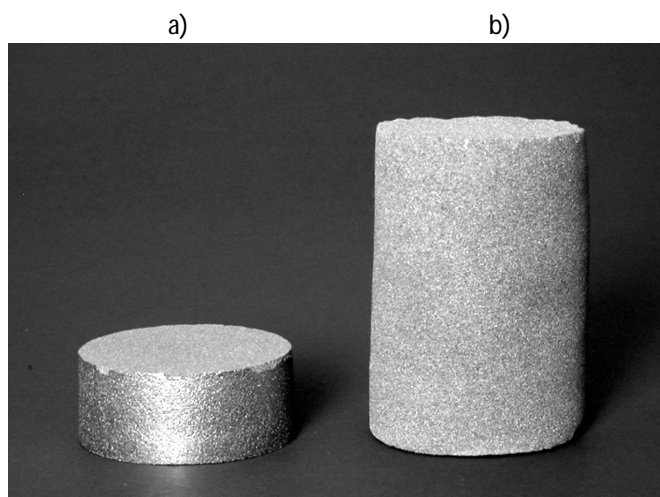
2.1. Prasowanie matrycowe

Prasowanie matrycowe jest znanym procesem technologicznym w metalurgii proszków, pozwalającym na konsolidację proszku wyjściowego lub mieszaniny proszków celem uzyskania kształtu finalnego lub pośredniego. Pomimo znacznego postępu w zakresie produkcji skomplikowanych części przez prasowanie proszków, szczególnie w motoryzacji, prasowanie matrycowe nadal nie może być stosowane do kształtowania precyzyjnego większości porowatych implantów, z kilku względów. Po pierwsze, projekt kształtowania precyzyjnego może być bardzo skomplikowany. Skomplikowane geometrycznie element matrycy muszą być wykonane z wysoką precyzją. W wyniku czego produkcja matrycy staje się bardzo droga. To, w połączeniu z małą skalą produkcji, skutkować może niedopuszczalnym ekonomicznie kosztem implantów. Po drugie, proszek tytanu używany przy prasowaniu matrycowym musi po prasowaniu zapewnić wytrzymałość, przed spiekaniem wystarczająco dużą, aby możliwa była manipulacja wypraską, szczególnie po usunięciu wypełniacza przestrzeni [5]. Chemicznie czysty rozpylony proszek tytanu nie spełnia tych wymagań ze względu na sferyczny kształt cząstek. W procesie prasowania matrycowego wykorzystywany jest przeważnie proszek tytanowy uzyskiwany przeważnie przez hydratację, mielenie i dehydratację (proszek HDH). Proszek ten zapewnia odpowiednią wytrzymałość przed spiekaniem, ale zawiera przeważnie niedopuszczalnie wysoką ilość tlenu [6]. Z tego względu wybór proszku tytanowego do kształtowania matrycowego implantów pozostaje nadal wyzwaniem. Podczas prasowania w matrycy cząstki proszku mające styk ze ściankami matrycy ulegają znacznej deformacji. W wyniku tego na powierzchni wypraski pojawia się warstwa o zwiększonej gęstości. Warstwa ta drastycznie pomniejsza porowatość otwartą powierzchni implantu po usunięciu wypełniacza przestrzeni i redukuje szansę na wrośnięcie tkanki kostnej. Naszym zdaniem w tym momencie prasowanie matrycowe jest odpowiedniej bardziej dla produkcji porowatych bloków tytanowych do dalszej produkcji implantów, np. poprzez obróbkę skrawaniem. Przykład takiego sprasowanego bloku o średnicy 60 mm i wysokości 25 mm przedstawiono na rys. 1a. Z bloku, poprzez obróbkę skrawaniem, produkowana panewka prototypu protezy biodra, zgodnie z poniższym opisem.

2. SHAPING TECHNOLOGIES

2.1. Die pressing

Die pressing is common technological step in the powder metallurgy route providing consolidation of a starting powder or a powder mixture to the final or intermediate shape. Despite an essential advance in the pressing of powder parts with a complex geometry, particularly for automotive applications, die pressing still can not be used for net-shape forming of the most of porous implants due to several reasons. Firstly, the design of a die for net-shape forming has to be very complicated. The geometrically complex elements of a die must be manufactured with high accuracy. As a result the die manufacturing becomes very expensive. This in combination with low scale production can result in economically inadmissible cost of implants. Secondly, the titanium powder used in die pressing must provide after compaction a green strength high enough for following handling of compact, especially after space holder removal [5]. The chemically clean gas atomized titanium powder does not meet this requirement due to spherical shape of its particles. Usually the titanium powder obtained by hydration, milling and dehydration route (HDH powder) is used in a die compaction. This powder ensures a sufficient green strength, but usually contains unacceptable high amount of oxygen [6]. Thus, the choice of titanium powder for die forming of implants still remains a challenging task. Finally during pressing in a die the powder particles contacting the die wall become heavily deformed. As a result the dense skin on the surface of compact is appeared. This skin drastically reduces the open porosity of implant surface after space holder removal and, correspondingly, diminishes the chance of bone tissue ingrowth. In our opinion at the moment the die pressing is suitable rather for manufacturing of porous titanium blocks for further implant production, for instance, by machining. An example of such die pressed block with diameter of 60 mm and height of 25 mm is presented in Fig. 1a. This block was used for manufacturing by machining of acetabular cup for prototype of a hip prosthesis as described below.



Rys. 1. Dwa bloki wyprodukowane przez prasowanie matrycowe (a) oraz prasowanie izostatyczne na zimno (b) z mieszaniny proszków tytanu i wodorowęglanu amonu [7]

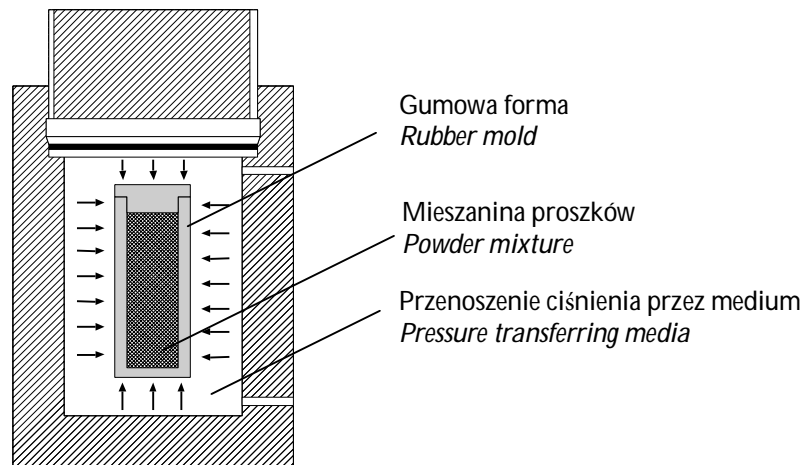
Fig. 1. Two blocks produced by die pressing (a) and cold isostatic pressing (b) from a mixture of titanium and ammonium bicarbonate powders [7]

2.2. Prasowanie izostatyczne na zimno

Innym sposobem konsolidacji mieszaniny proszku tytanu oraz wypełniacza przestrzeni jest prasowanie izostatyczne na zimno w elastycznej formie gumowej. Podstawowy schemat tego procesu przedstawiono na rys. 2. Gumowa forma jest napełniana mieszaniną proszku i poddawana działaniu ciśnienia oleju lub wody [8]. Kształt wypraski może być kontrolowany przez kształt formy. Technologia ta jest odpowiednia do prasowania długich części cylindrycznych. Z użyciem tej techniki wyprodukowany prawdopodobnie może być pewien rodzaj implantów, lecz większość implantów posiada kształt daleki od cylindrycznego. Kształtowanie precyzyjne implantów przez prasowanie izostatyczne na zimno jest raczej niemożliwe. Celem uzyskania niezbędnej wytrzymałości wypraski przed spiekaniem użyty musi być ponownie proszek tytanowy HDH o wysokiej zawartości tlenu. Jednocześnie, ze względu na kontakt proszku z miękką gumową formą oraz brakiem wzajemnego poślizgu pod obciążeniem izostatycznym, na powierzchni wypraski nie tworzy się warstwa o zwiększonej gęstości. Z tego względu, po usunięciu wypełniacza przestrzeni i spiekaniu, nadal zachowana jest otwarta porowatość powierzchni.

2.2. Cold isostatic pressing

Another way of consolidation of titanium and space holder powder mixture is cold isostatic pressing in a flexible rubber mold. The basic scheme of this process is shown in fig. 2. A rubber mold is filled with powder mixture and pressurized using a fluid such as oil or water [8]. The shape of compact can be controlled by corresponding design of the mold. This technology is suitable for pressing of a long cylindrical part. Perhaps some kind of implants can be produced by this technique, but the most of implants have the shape far different from cylindrical one. The net-shaping of these implants by cold isostatic pressing is rather impossible. Again the HDH titanium powder with high oxygen content must be used to provide necessary green strength of compact. At the same time, due to contact of powder with a soft rubber mold and the absence of their mutual sliding during isostatic loading the dense skin formation on the compact surface does not occur. Therefore the open surface porosity is remained after space holder removal and sintering.



Rys. 2. Prosty schemat prasowania izostatycznego na zimno

Fig. 2. Basic scheme of cold isostatic pressing

Z tego powodu prasowanie izostatyczne na zimno może być używane do produkcji specjalnego rodzaju długich implantów cylindrycznych, lecz problemem pozostaje nadal wysoka zawartość tlenu i związana z tym kruchość tytanu. Prasowanie izostatyczne na zimno może być także wykorzystane przy produkcji dużych jednorodnych bloków do dalszej produkcji implantów przez obróbkę skrawaniem. Przykład takiego bloku o średnicy 60 mm i wysokości 80 mm przedstawiono na rys. 1b.

2.3. Obróbka skrawaniem po spiekaniu

Finalny kształt tytanowych implantów może być uzyskany przez obróbkę skrawaniem bloków spiekanych. Pierwsze eksperymenty z toczeniem i wierceniem takich bloków w warsztacie Instytutu Badań Energetycznych i Klimatycznych (Forschungszentrum Jülich) pokazały, iż przy obróbce następuje intensywne zużycie narzędzia oraz zamknięcie porów na powierzchni, ze względu na rozsmarowanie znacznie zdeformowanych cząstek tytanu. Powierzchnię porowatego tytanu spiekane przed oraz po obróbce przedstawiono na rys. 3. Obszerne badania w zakresie frezowania czołowego i szlifowania obwodowego spiekane porowatego tytanu na Uniwersytecie Dortmund (Niemcy) dały podobne rezultaty [9]. Inni badacze zaobserwowali zamykanie porów także dla mikrofrezowania z użyciem obrabiarki CNC [10]. Inną wadą obróbki skrawaniem po spiekaniu jest zanieczyszczenie implantu produktami zużycia oraz środkami smarującymi, jeśli są one

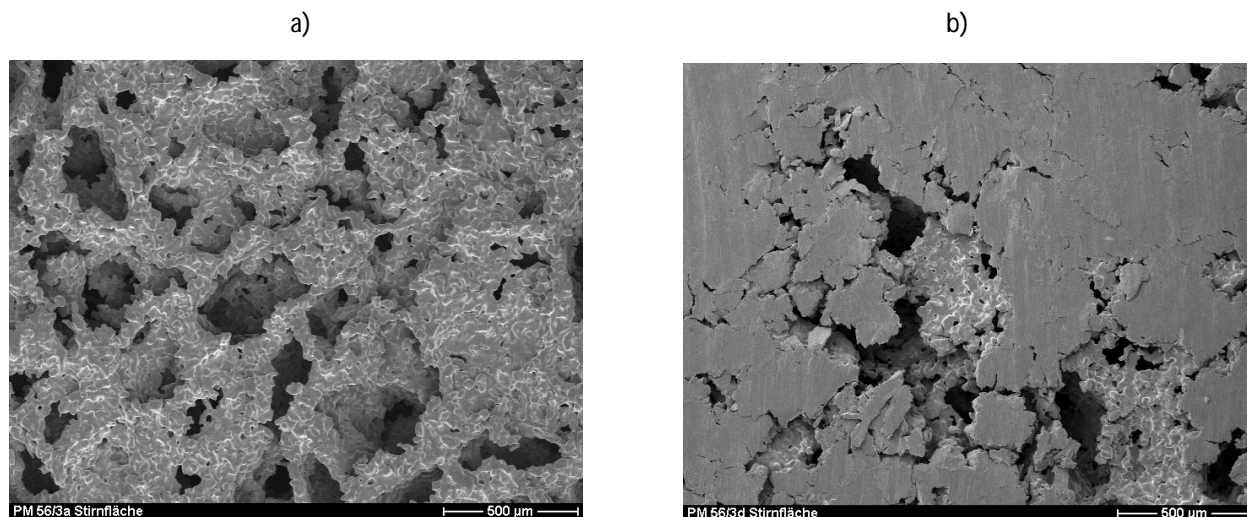
Thus the cold isostatic pressing can be used for production of a special type of long cylindrical implants, but the high oxygen content and corresponding embrittlement of titanium remains the problem. The cold isostatic pressing also can be used for manufacturing of large homogeneous blocks for further manufacturing of implants by machining. An example of such block with diameter of 60 mm and height of 80 mm is presented in fig. 1b.

2.3. Machining after sintering

The final shape of titanium implants can be obtained by machining of sintered blocks. The first experiments on turning and drilling of such blocks in a workshop of the Institute for Energy and Climate Research (Forschungszentrum Jülich) have shown the intensive wear of cutting tool and closure of surface pores due to the smearing by heavily deformed titanium particles. The surface of sintered porous titanium before and after machining is shown in fig. 3. The extensive investigations of face milling and peripheral grinding of sintered porous titanium in Dortmund University (Germany) led to the similar results [9]. The closure of the pores during micromilling using CNC machine was also observed by other researchers [10]. Another disadvantage of after sintering machining is contamination of implant material by products of wear and by lubricant when it is used. The impregnation of pores by a polymer, resin or any other substance may reduce the wear of cutting

stosowane. Zmniejszyć zużycie narzędzia skrawającego oraz zmniejszyć, a nawet wyeliminować zamykanie porów podczas obróbki skrawaniem może impregnacja porów polimerem, żywicą lub inną substancją [11]. Zagadnienie to musi zostać zbadane w przyszłości.

tool and decrease or even eliminate the closure of pores during following machining [11]. This approach has to be investigated in the future.



Rys. 3. Powierzchnia porowatego tytanu spiekaneego przed (a) oraz po (b) obróbce skrawaniem

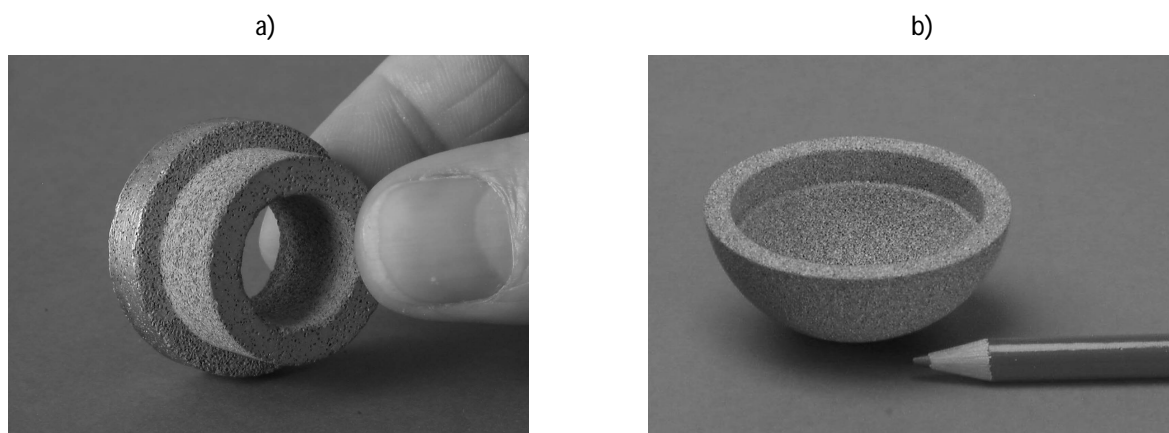
Fig. 3. Surface of sintered porous titanium before (a) and after (b) machining

2.4. Obróbka skrawaniem przed spiekaniem

Kształtowanie tytanowych implantów poprzez obróbkę skrawaniem bloków przed usunięciem wypełniacza przestrzeni i spiekaniem zostało opatentowane po raz pierwszy w 2003 r. [12]. W ten sposób wyprodukowanych zostało kilka porowatych części oraz prototypów implantów. Niektóre z nich przedstawiono na rys. 4.

2.4. Green machining

The shaping of titanium implant by machining of blocks prior to space holder removal and sintering was firstly patented in 2003 [12]. Several porous parts and prototypes of implants were produced by such route. Some of them are presented in fig. 4.



Rys. 4. Porowata tuleja (a) oraz prototyp panewki stawu biodrowego (b) wyprodukowane przez obróbkę skrawaniem porowatych bloków przed spiekaniem i spiekaniem [6]

Fig. 4. Porous bush (a) and prototype of acetabular cup (b) manufactured by green machining of porous blocks and sintering [6]

Zaletami obróbki skrawaniem przed usunięciem wypełniacza i spiekaniem są: bardzo małe zużycie narzędzia, porowatość otwarta powierzchni implantu i minimalne zanieczyszczenie materiału implantu podczas obróbki. Z drugiej strony obróbka skrawaniem przed spiekaniem wymaga stosunkowo dużej wytrzymałości wypraski, pozwalającej na mocowanie i obróbkę bez pęknięcia kruchego materiału z proszków. Wytrzymałość przed spiekaniem może być zwiększona przez dodanie do mieszaniny proszku tytanu i wypełniacza spoiwa [13]. Spowoduje to jednak dodatkowe zanieczyszczenie materiału implantu. Wysoka wytrzymałość przed spiekaniem osiągnięta może być wyłącznie przez zastosowanie nieregularnego proszku tytanowego HDH, przy poniesieniu ryzyka przekroczenia dopuszczalnej zawartości tlenu w materiale wynikowym.

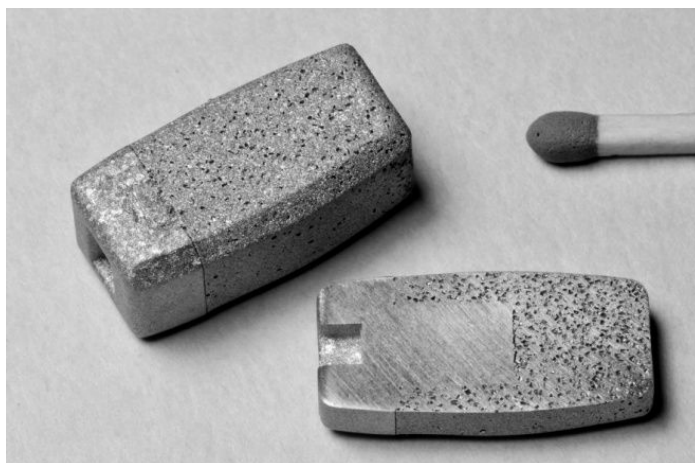
2.5. Formowanie wtryskowe metalu

Problem wysokiej zawartości tlenu w implantach tytanowych może być rozwiązany przez zastosowanie proszku rozpylanego gazem. Proszek ten jako sferyczny nie może być prasowany matrycowo ani izostatycznie na zimno. W takim przypadku jedyną możliwością uzyskania implantu jest formowanie wtryskowe metali (MIM). Metoda ta obejmuje przygotowanie surowca oraz jego wtrysk w temperaturze ok. 150°C, podobnie jak przy produkcji części z tworzyw sztucznych. W przypadku produkcji porowatych implantów surowcem są proszki tytanu i wypełniacza przestrzeni zmieszane z woskiem i polimerem. Jako materiał wypełniający stosowane są przeważnie chlorek sodu oraz chlorek potasu, ze względu na ich stabilność w temperaturze MIM. Po dokonaniu wtrysku implantu, następuje usunięcie spoiwa, odsalanie i spiekanie. Zawartość tlenu pozostaje na poziomie dużo niższym niż opisany w normie ASTM [14]. Inną zaletą formowania wtryskowego metali jest możliwość wykonywania implantów o bardzo skomplikowanych kształtach geometrycznych oraz implantów o zwartym rdzeniu [15]. Na rys. 5 przedstawiono wykonany poprzez formowanie wtryskowe metali prototyp implantu kręgosłupa (koszyk).

The advantages of the green machining are: very low wear of cutting tool, open porosity of implant surface and minimal contamination of implant material during its processing. On the other hand machining in the green state requires relatively high strength of compact enabling clamping and machining without fracture of a brittle powder material. The green strength can be increased by addition in the mixture of titanium powder and space holder of binder [13]. However, this results in an additional contamination of implant material. The high green strength can be achieved only by the use of irregular HDH titanium powder with the risk of exceeding of admissible oxygen percentage in the resulting material.

2.5. Metal injection molding

The problem of the high oxygen content in the titanium implants can be solved by the use of gas atomized powder. This spherical powder can not be die compacted or cold isostatic pressed. In such case the possible way of implant shaping is metal injection molding (MIM) technique. This technique includes feedstock preparation and its injection molding at the temperature about 150°C similarly to production of plastic parts. In the case of manufacturing of porous implant the feedstock includes titanium and space holder powders blended with wax and polymer. The sodium chloride or potassium chloride salts are usually used as space holder material, because they are stable at the MIM temperature. After injection the green implant is being debinded, desalinated and sintered. The oxygen content remains much lower than values prescribed by the ASTM standard [14]. Another advantage of metal injection molding is possibility of manufacturing implants with very complex geometrical shape and implants with the dense core [15]. The prototype of spinal implant (cage) manufactured by metal injection molding is shown in fig. 5.



Rys. 5. Prototyp koszyczków ze zwartym rdzeniem i porowatą powierzchnią wyprodukowanych przez formowanie wtryskowe metali (MIM) [15]

Fig. 5. Prototype of cages with dense core and porous surface manufactured by MIM [15]

Dwoma głównymi problemami przy formowaniu wtryskowym metali jest zaburzenie kształtu, gdy porowatość przekracza 55% oraz zwiększona zawartość węgla, ze względu na wykorzystanie spoiwa organicznego. Pierwsze ograniczenie obejść można przez przeprojektowanie standardowego układu formującego wtryskarki. Drugi problem rozwiązany może zostać przez optymalizację składu spoiwa [13]. Innym problemem formowania wtryskowego metali jest długi czas odsalania, potrzebny do usunięcia soli używanej jako wypełniacz przestrzeni przez rozpuszczenie w wodzie. Mimo wszystko wierzymy, iż formowanie wtryskowe metali jest najbardziej obiecującą technologią kształtowania precyzyjnego i wytwarzania implantów tytanowych o wysokiej porowatości.

3. PODSUMOWANIE

Metalurgia proszków oraz technika wypełniania przestrzeni może być z powodzeniem stosowana do produkcji skomplikowanych geometrycznie implantów tytanowych o wysokiej porowatości. Analiza porównawcza kilku technologii kształtowania precyzyjnego, opartych na metalurgii proszków, pokazała, iż każdej z nich towarzyszą zarówno zalety, jak i ograniczenia. Prasowanie matrycowe charakteryzuje się ograniczonymi możliwościami kształtowania precyzyjnego, nie pozwala na zachowanie porowatości otwartej powierzchni implantu i wymaga zastosowania nieregularnych proszków HDH, przy dużym prawdopodobieństwie przekroczenia akceptowalnej zawartości tlenu.

The two main problems of metal injection molding of titanium are shape distortion if porosity exceeds 55% and increased over standard value carbon content due to the use of an organic binder. The first restriction can be overcome by redesign of standard molding system of a MIM machine. The second problem can be solved by optimization of binder composition [13]. Another problem of MIM is long desalination time needed for removal of salt used as a space holder by solution in water. Nevertheless, we believe that the metal injection molding is the most promising technology for net-shape forming and manufacturing of highly porous titanium implants.

3. SUMMARY

Powder metallurgy route and space holder technique can be successfully used for manufacturing of highly porous titanium implants with a complex geometry. The comparative analysis of several powder metallurgy based net-shape forming technologies has shown that each of them has specific advantages and restrictions. The die pressing has limited possibility for net-shape forming, does not provide the open porosity of implant surface and requires the use of irregular HDH powder with high oxygen content frequently exceeded acceptable values. The cold isostatic pressing can be used for production of long cylindrical implants with open surface porosity, but also needs employment of HDH powder

Prasowanie izostatyczne na zimno może być używane przy produkcji długich implantów cylindrycznych, lecz wymaga stosowania proszków HDH i związane jest z ryzykiem uzyskania niedozwolonych zawartości tlenu oraz kruchości tytanu. Implanty skomplikowane geometrycznie mogą być wytworzone przez obróbkę skrawaniem po spiekaniu porowatych bloków prasowanych matrycowo lub izostatycznie na zimno. Podejście to nie rozwiązuje jednak problemu wysokiej zawartości tlenu. Jednocześnie obserwuje się przy tym rozległe zamykanie porów na powierzchni oraz niedopuszczalne zużycie narzędzia skrawającego. Obróbka skrawaniem bloków tytanowych przed usunięciem wypełniacza i spiekaniem, pozwala na kształtowanie implantów przy zachowaniu otwartej porowatości powierzchni oraz zapewnia małe zużycie narzędzia skrawającego. Zastosowanie tej technologii, dla zapewnienia odpowiedniego poziomu wytrzymałości wypraski na czas obróbki, również w tym wypadku wymaga użycia proszku HDH o dużej zawartości tlenu. Z pomocą tej techniki niemożliwe jest uzyskanie cienkich przekrojów poprzecznych, gwintów lub innych podobnych elementów implantu. Duży potencjał w zakresie kształtowania precyzyjnego porowatych implantów tytanowych, o bardzo skomplikowanej geometrii i małej zawartości tlenu, ma formowanie wtryskowe metali. Jednocześnie technologia ta wymaga dalszego rozwoju w celu zwiększenia uzyskanej porowatości, zmniejszenia zawartości węgla oraz skrócenia czasu usuwania wypełniacza przestrzeni, prawdopodobnie przez zastosowanie nowego materiału wypełniającego.

Podziękowania

Alexander Laptev dziękuje szczególnie za wsparcie finansowe Forschungszentrum Jülich GmbH w Niemczech, dzięki czemu możliwy był pobyt w Instytucie Badań Energetycznych i Klimatycznych i uczestnictwo w opisywanych tutaj badaniach.

with the risk of an inappropriate oxygen percentage and embrittlement of titanium. The geometrically complex implants can be manufactured by machining after sintering of die or cold isostatic pressed porous blocks. This approach does not solve the problem of high oxygen content. At the same time extensive closure of surface pores and unacceptable wear of cutting tool are observed. The machining of green titanium blocks before space holder removal allows shaping of implants with open surface porosity and provides very low wear of used cutting tool. The application of this technology again needs the use of oxygen containing HDH titanium powder to provide the level of green strength necessary for green machining of powder compact. The thin cross-sections, threads and other similar elements of implant can not be manufactured by this shaping technique. The metal injection molding has a great potential for net-shape manufacturing of porous titanium implants with very complex geometry and low oxygen percentage. At the same time this technology requires further improvement to increase the achieved porosity, decrease the residual carbon content in titanium and to reduce the duration of space holder removal, probably by use of a new space holder material.

Acknowledgements

Alexander Laptev highly acknowledges the financial support of Forschungszentrum Jülich GmbH, Germany enabling his stay at Institute for Energy and Climate Research and active participation in the investigations presented in this paper.

LITERATURA / REFERENCES

- [1] Jurczyk M., Jakubowicz J.: *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2008.
- [2] Ryan G., Pandit A., Apatsidis D.P.: *Fabrication methods of porous metals for use in orthopedic applications*. *Biomaterials* vol. 27 2006 s. 2651–2670.
- [3] Imwinkelried T.: *Mechanical properties of open-pore titanium foam*. *Journal of Biomedical Materials Research* vol 81A 2007 s. 964–970.
- [4] Bram M., Stiller C., Buchkremer H.P., Stöver D., Baur H.: *High-porosity titanium, stainless steel and superalloy parts*. *Advanced Engineering Materials* vol. 2 2000 s. 196–199.
- [5] Laptev A., Vyal O., Bram M., Buchkremer H.P., Stöver D.: *Green strength of powder compacts provided for production of highly porous titanium parts*. *Powder Metallurgy* vol. 48 2005 s. 358–364.
- [6] Laptev A., Bram M., Buchkremer H.P., Stöver D.: *Study of production route for titanium parts combining very high porosity and complex shape*. *Powder Metallurgy* vol. 47 2004 s. 85–92.
- [7] Bram M., Buchkremer H.P., Laptev A., Stöver D.: *Upscaling of powder metallurgical production of highly porous metals to industrial quantities*. In *“Cellular Metals and Metal Forming Technology”*, ed. J. Banhard, M.F. Ashby, N.A. Fleck, MIT-Verlag Bremen 2001 s. 215–220.
- [8] German R.: *Powder metallurgy science*. MPIF, Princeton 1984.
- [9] Bram M., Kempmann C., Laptev A., Stöver D., Weinert K.: *Investigation on the machining of sintered titanium foams using face milling and peripheral grinding*. *Advanced Engineering Materials* vol. 5 2003 s. 441–447.
- [10] Tutunea-Fatan O.R., Fakhri M.A., Bordatchev E.V.: *Porosity and cutting forces: from macroscale to microscale machining correlations*. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture* vol. 225 2011 s. 619–630.
- [11] *ASM Handbook v. 7. Powder metal technologies and applications*. ASM International, 1998.
- [12] Bram M., Laptev A., Stöver D., Buchkremer H.P.: *Verfahren zur endkonturnahen Herstellung von hochporösen metallischen Formkörpern*. German Patent 10224671 C1 2003.
- [13] Vyal' E.Yu., Laptev A.M.: *Use of certain binders to increase the strength of green compacts*. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics* vol. 44 2005 s. 614–618.
- [14] Tuncer N., Bram M., Laptev A., Beck T., Moser A., Buchkremer H.P.: *Study of metal injection molding of highly porous titanium by physical modeling and direct experiments*. *Journal of Materials Processing Technology* vol. 214 2014 s. 1352–1360.
- [15] Cysne Barbosa A.P., Bram M., Stöver D., Buchkremer H.P.: *Realization of a titanium spinal implant with a gradient in porosity by 2-component-metal injection molding*. *Advanced Engineering Materials* vol. 15 2013 s. 510–521.