

Mikročástice na bázi oxycelulosity – vliv procesních proměnných na enkapsulační účinnost

BAJEROVÁ M., DVOŘÁČKOVÁ, K., GAJDZIOK J., MASTEIKOVÁ, R.

Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, Farmaceutická fakulta, Ústav technologie léků

Došlo 25. ledna 2009 / Přijato 17. února 2010

SOUHRN

Mikročástice na bázi oxycelulosity – vliv procesních proměnných na enkapsulační účinnost

Mikročástice jsou předmětem intenzivního studia ve farmaceutické technologii. Důležitým parametrem při přípravě mikročástic je jejich enkapsulační účinnost. Vyšší hodnoty enkapsulační účinnosti vedou k zefektivnění výrobního procesu a následně k menší ekonomické zátěži. Cílem této studie byla příprava mikročástic metodou vnější gelace polosyntetického polymeru oxycelulosity s diklofenakem sodnou solí jako modelovým léčivem. Sledoval se vliv zvolených procesních proměnných na hodnotu enkapsulační účinnosti. Procesními proměnnými byly: teplota tvrdícího roztoku, přítomnost léčiva v tvrdícím roztoku a použití ultrazvukových vln při procesu vytvrzování. Jako optimální byla při přípravě mikročástic na bázi oxycelulosity vybrána metoda, při které se tvrdící roztok nasycený léčivem ochladil na teplotu 4 °C. Kombinace těchto parametrů vedla k nejvyšší enkapsulační účinnosti (šarže 4c – 75,24 %). Tvrzení mikročástic pomocí ultrazvukových vln se ukázalo jako nevhodné a mělo za následek snížení enkapsulační účinnosti.

Klíčová slova: mikročástice – oxycelulosa – vnější gelace – enkapsulační účinnost – optimalizace procesu

Čes. slov. Farm., 2010; 59, 67–73

SUMMARY

Microparticles on the oxycellulose base – influence of processual variables on encapsulation efficiency

Microparticles have been a subject of intensive studies in pharmaceutical technology, their encapsulation efficiency being an important parameter in the preparation of microparticles. Higher values of encapsulation efficiency result in a more effective manufacturing process and subsequently in lower economic costs. This study aimed to prepare microparticles with the use of the method of outer gelation of the semisynthetic polymer oxycellulose with diclofenac using sodium salt as the model agent and to examine the influence of selected processual variables on the value of encapsulation efficacy. Processual variables included: the temperature of the hardening solution, the presence of the active ingredient in the hardening solution and the use of ultrasound waves in the process of hardening. The method with the use of which the hardening solution saturated with the active ingredient was cooled to the temperature of 4 °C was selected as the optimal one for the preparation of microparticles on the base of oxycellulose. The combination of these parameters resulted in the highest encapsulation efficiency (batch 4c – 75.24%). Hardening of microparticles by means of ultrasound waves proved to be unsuitable and resulted in a decrease in encapsulation efficiency.

Key words: microparticles – oxycellulose – outer gelation – encapsulation efficiency – optimization of the process

Čes. slov. Farm., 2010; 59, 67–73

Má

Adresa pro korespondenci:

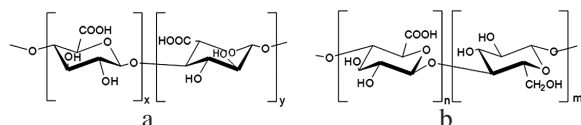
PharmDr. Martina Bajerová
Ústav technologie léků FaF VFU
Palackého 1–3, 612 42 Brno
e-mail: martina.bajerova@seznam.cz

Úvod

Studium mikročásteček patří mezi perspektivní metody ve farmaceutické technologii. Mikročástečky nabízejí ve srovnání s jednotkovými lékovými formami celou řadu výhod, mezi které patří: možnost řízeného uvolňování pro zajištění optimální terapeutické koncentrace léčiva v krevní plazmě, možnost kombinace více účinných látek, uvolňování léčiva nezávislé na příjmu potravy, podání inkompatibilních léčiv, ochrana léčiva před nežádoucími vlivy okolního prostředí, snížení dráždivosti gastrointestinálních sliznice působením některých léčiv, maskování nepříjemné chuti a vůně atd.¹⁾ Nověji se též uplatňuje možnost enkapsulace živých buněk do mikročásteček^{2, 3)}.

Velikost mikročásteček se pohybuje v intervalu jednotek až stovek μm . Zabudování řady těžce rozpustných léčiv do mikročástečkových systémů může mít pozitivní vliv na jejich vstřebatelnost¹⁾. Podle výrobního procesu mohou mít mikročástečky různý tvar a vnitřní strukturu. Základ mikrosfér tvoří polymerní matrice, v níž je účinná látka rovnoměrně dispergována. U mikrotobolek rozlišujeme jasně ohraničené jádro a polymerní obal. Oba typy mohou obsahovat léčivo v kapalné i pevné formě^{4, 5)}. Mikročástečky se připravují četnými, často poměrně složitými technologickými postupy, které vedou k produkci částic nejrůznější struktury, složení a fyzikálně-chemických vlastností. Volba vhodné výrobní metody závisí především na vlastnostech polymerního nosiče a na rozpustnosti účinné látky^{6, 7)}. Známým a často používaným postupem vedoucím ke vzniku mikročásteček jsou síťovací metody. Tyto metody mohou být rozděleny na chemické a fyzikálně-iontové. Chemické síťování je založeno na tvorbě kovalentních vazeb mezi polymerem a aktivní látkou. Mezi interakce založené pouze na fyzikálních (elektrostatických) silách patří iontové gelace (vnější nebo vnitřní), kdy dochází k zesíťování polyelektrolytů v přítomnosti polyvalentních iontů⁸⁾. Vnější gelace spočívá v protlačování kapek polymerního roztoku s aktivní látkou tryskou do roztoku soli obsahující vícemocné ionty, např. Ca^{2+} . Během procesu dochází ke smršťování kapek v důsledku utváření vysoce organizovaných struktur, tzv. „egg box“⁹⁾. U vnitřní gelace se do polymerního roztoku s aktivní látkou přidává nerozpustný uhličitý vápenatý a vzniklá směs se emulguje v inertní olejové fázi. Okyselením emulze, např. přidáním kyseliny octové, dochází k uvolnění iontů Ca^{2+} z nerozpustné soli, které způsobí následné síťování disperze polymeru s léčivem¹⁰⁾. Mikročástečky připravené těmito metodami se v řadě parametrů odlišují. Mikrosféry získané vnější gelací dosahují větších rozměrů a nižší homogenity ve srovnání s mikrosférami připravenými gelací vnitřní. V důsledku vyšší hustoty mikročásteček připravených metodou vnější gelace dochází k pomalejšímu uvolňování inkorporovaného léčiva^{11, 12)}. Mezi další výhody vnější gelace patří vyšší enkapsulační účinnost (EE)¹³⁾. Metoda se použila pro přípravu mikročásteček na bázi solí kyseliny alginové pro enkapsulaci živých buněk, např. probiotických bakterií^{14, 15)}. Do alginátových mikročásteček byl dále inkorporován endotelální růstový faktor. Enkapsulační účinnost dosahovala hodnot 70 %¹⁶⁾. V dal-

ším experimentu se připravily alginátové matricové mikročástečky s obsahem antibiotika polymyxinu B, kde se dosáhlo EE 12 %¹⁷⁾. Další látkou používanou při přípravě mikročásteček metodou iontové gelace je přírodní polysacharid gellan guma. Do polymeru byla inkorporována různá antibiotika, např. cefalexin s hodnotou EE 69,2 %¹⁸⁾ nebo amoxicilin s EE 91 %¹⁹⁾. Jinými polymerními systémy využívanými při vnější iontové gelaci mohou být: chitosan (síťovací činidlo – fosforečnanové ionty)²⁰⁾, karmelosa sodná sůl (síťovací činidlo – hlinité ionty)²¹⁾, κ -karagenan (síťovací činidlo – draselné ionty)²²⁾ a pektin (síťovací činidlo – vápenaté ionty)²³⁾. Polymerem, který vykazuje podobnou strukturu jako algináty (obr. 1), je polosyntetický derivát oxycelulosa. Z důvodu této strukturní podobnosti byla zvolena oxycelulosa jako vhodný polymer pro přípravu mikročásteček metodou vnější gelace pomocí Ca^{2+} iontů. Tato látka, připravená oxycelulosa



Obr. 1. Strukturní vzorce (a) kyselina alginová, (b) oxycelulosa

dací celulosy²⁴⁾, se v praxi na rozdíl od jiných celulosových derivátů neuplatňuje dosud tak široce, ale nové studie odhalují její potenciál pro využití v moderních terapeutických systémech²⁵⁾.

Enkapsulační účinnost je základním parametrem při formulaci mikročásteček a znamená v podstatě podíl skutečného a teoretického obsahu léčiva v mikročástečce vyjádřená v procentech. Je závislá na celé řadě faktorů souvisejících s použitým polymerem, inkorporovaným léčivem, použitou metodou atd. Z výše zmíněných příkladů je patrné, že enkapsulační účinnost mikročásteček připravených metodou vnější gelace se pohybuje v širokém rozmezí. Výhodná je co nejvyšší enkapsulační účinnost. Z tohoto důvodu je snaha změnou procesních podmínek zvýšit její hodnotu.

Cílem této experimentální práce byla příprava matricových mikročásteček s obsahem sodné soli diklofenaku metodou vnější gelace oxycelulosa pomocí Ca^{2+} iontů. Sledoval se vliv vybraných procesních proměnných na enkapsulační účinnost mikročásteček.

POKUSNÁ ČÁST

Materiál

Modelovou léčivou látkou určenou k enkapsulaci byl diklofenak sodná sůl (DS) (Amoli Organics, Mumbai, Indie), polymerním nosičem byla oxycelulosa sodná sůl (NaOC) (Synthesia a.s., Pardubice – Semtín, Česká republika) a jako síťovací činidlo se použil chlorid vápenatý (RNDr. Jan Kulich, Hradec Králové, Česká republika).

Tab. 1. Podmínky přípravy mikročásteček

Šarže	Chlazení tvrdící lázně	Obsah DS v tvrdící lázni	Tvrzení pomocí ultrazvuku
1	ne	ne	ne
2	ano	ne	ne
3	ano	ne	ano
4	ano	ano	ne
5	ano	ano	ano

Příprava mikročásteček

Vnější gelace sodné soli oxycelulosity se použila jako metoda přípravy mikročásteček. Při přípravě disperze se nejdříve navrstvilo 12 g oxycelulosity na čistou vodu a umístila se na 10 minut na magnetické míchadlo Ika-mag (RT5 Power, IKA-Werke, Staufen, Německo) při teplotě 60 °C a rychlosti 600 otáček za minutu. Poté se disperze zhomogenizovala pomocí zařízení Ultra Turrax T25 Basic (IKA-Werke, Staufen, Německo) rychlostí 13 000 otáček za minutu. Dále se připravilo 30 g vodné suspenze jemnozrného diklofenaku sodné soli s obsahem 2 g pevné látky, která se následně smíchala se zhomogenizovanou disperzí oxycelulosity a doplnila do 100 g čistou vodou. Výsledná disperze se protlačovala injekční stříkačkou o průměru jehly 0,4 mm, rychlostí 0,175 ml/min do Petriho misky s obsahem 120 ml tvrdícího roztoku tvořeného buď 1 M CaCl₂ anebo 1 M CaCl₂ nasyceného diklofenakem sodnou solí. Vzdálenost hladiny tvrdící lázně od ústí jehly byla 0,5 cm. Při odkapávání se tvrdící lázně pravidelně otáčela rychlostí 4 otáčky za minutu, kvůli zamezení splývání formujících se mikročásteček. Celkem se připravilo 5 šarží oxycelulosových mikročásteček s obsahem diklofenaku sodné soli. Procesními proměnnými byly: složení tvrdícího roztoku, teplota tvrdícího roztoku a přítomnost či nepřítomnost ultrazvukových vln (UZ) při procesu tvrzení. Šarže 1 se připravila při teplotě místnosti odkapáváním disperze do 1 M CaCl₂. Mikročástečky se vytvořily okamžitě po styku s roztokem CaCl₂ a pro dokonalé vytvrzení se ponechaly v této lázni po dalších 60 minut. Doba tvrzení mikročásteček byla při přípravě všech šarží stejná. Šarže 2 se připravila odkapáváním disperze do tvrdícího roztoku ochlazeného na teplotu 4 °C, ve které současně probíhalo i tvrzení mikročásteček. Šarže 3 se lišila od šarže číslo 2 způsobem tvrzení, které probíhalo u šarže 3 v ultrazvukové lázni. Šarže 4 byla připravena odkapáváním disperze do tvrdícího roztoku 1 M CaCl₂ ochlazeného na 4 °C s nasyceného diklofenakem sodnou solí. Důvodem je urychlení ztuhnutí formujících se gelových mikročásteček. Šarže 5 pak vznikla úpravou podmínek šarže číslo 4. Mikročástečky šarže 5 se tvrdily pomocí ultrazvukových vln. Vzniklé mikročástečky šarží 1–5 se třikrát promyly čistou vodou a sušily se v sušárně po dobu 24 hodin při teplotě 30 °C. Podmínky přípravy shrnuje tabulka 1. Příprava každá šarže se pro reprodukovatelnost opakovala 3× a jednotlivé vzorky byly označeny písmeny *a*, *b*, *c* za číslem šarže.

Stanovení velikosti mikročásteček

Velikost připravených mikročásteček se hodnotila stereoskopickým mikroskopem STM 902 (Opting, Ostrava, Česká republika) propojeným přes CCD kameru (Alphaphot, Nikon, Japonsko) s počítačem. Snímky se hodnotily s využitím softwaru pro obrazovou analýzu Ia32 (Leco Corporation, Michigan, USA). U každé šarže se vždy proměřilo 200 částic. Z naměřených hodnot se stanovil faktor kulatosti (SF), ekvivalentní průměr se vyjádřil jako aritmetický průměr ± směrodatná odchylka, distribuci velikosti částic charakterizují hodnoty d_{10} , d_{50} a d_{90} vyjadřující hraniční mez (mm), do které svou velikostí spadá 10, 50, resp. 90 % proměřených částic. Na jejich podkladě se stanovila výpočtem šířka distribuce Y :

$$Y = \frac{d_{90} - d_{10}}{d_{50}} \quad [1]$$

Skenovací elektronová mikroskopie

Vzorky mikročásteček u vybrané šarže se upevnily na hliníkové válečky a potáhly se vrstvou zlata v naprašovací zařízení SCD 005 Sputter Coater (BalTec Inc., Balzers, Švýcarsko). Vzhled a vlastnosti povrchů mikročásteček se hodnotily pomocí skenovacího elektronového mikroskopu Hitachi S-4300 (Hitachi Scientific Instruments, Japonsko) operujícím při urychlovacím napětí 5,0 kV.

Stanovení obsahu DS v mikročástečkách a enkapsulační účinnosti (EE)

Přesně odvážené množství mikročásteček se v odměrné baňce o objemu 100 ml doplnilo čistou vodou po rysku. Baňky se umístily do ultrazvukové lázně Sonorex (RK 52H, Bandelin, Berlin, Německo) na jednu hodinu pro lepší uvolnění léčiva z mikročásteček. Poté se spektrofotometricky stanovila absorbance vzorků při vlnové délce 276 nm (Lambda 25, Perkin Elmer Instruments, USA). Obsah DS se stanovil s použitím odpovídající kalibrační křivky a u každé šarže mikročásteček se opakoval 3×. Na základě získaných hodnot se vypočítala také enkapsulační účinnost (EE) podle vztahu:

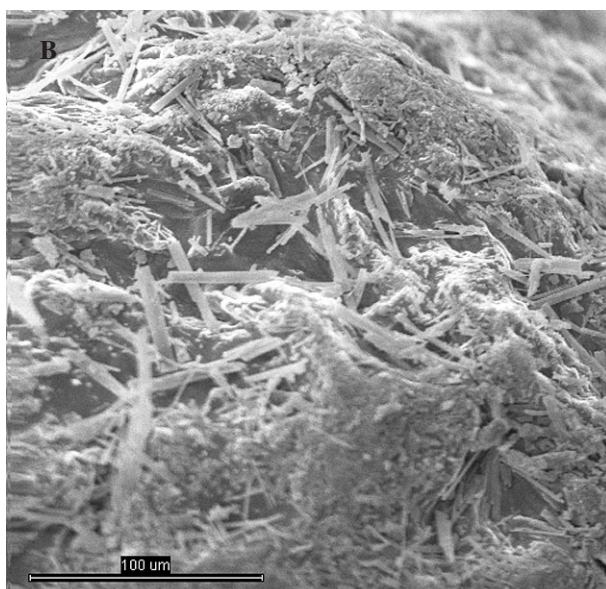
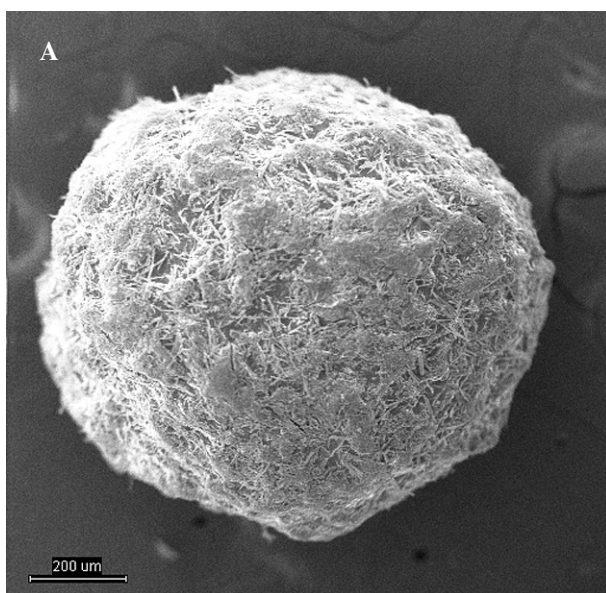
$$EE = \frac{c_s}{c_t} \times 100 (\%), \quad [2]$$

kde c_s představuje skutečný obsah DS v mikročástečkách, c_t odpovídá teoretickému obsahu DS.

VÝSLEDKY A DISKUZE

Mikroskopická analýza

Velikost mikročásteček byla stanovena pomocí stereo-



Obr. 2. Snímek mikročástice šarže 1 z elektronového mikroskopu
A – celá mikročástice, měřítko 200 μm , B – detail povrchu mikročástice, měřítko 100 μm

skopického mikroskopu. Sledovanými parametry byly faktor kulatosti, ekvivalentní průměr, šířka distribuce, které jsou uvedeny v tabulce 2. Distribuce velikosti částic jednotlivých vzorků je graficky vyjádřena v obrázcích 3–7. Sfericita připravených mikročástic nabývala hodnotu v intervalu 0,76–0,81. V optimálním případě, tzn., je-li částice kulatá, SF nabývá hodnoty 1,0 (v případě optické analýzy, kde dochází k chybě vlivem převodu obrazu do pixelů, se velikost SF ideálně kulovité částice pohybuje okolo hodnoty 0,96). Z výsledků vyplývá, že nejvyšší kulatosti dosahovala vzorek 1 (SF = 0,81). Naopak nejnižších hodnot dosáhl vzorek 3 (SF = 0,76), kde byla enkapsulační účinnost nulová (tab. 3). Podle dostupné literatury se za přijatelnou považuje hodnota $\geq 0,80$ ²⁶⁾. Těto hodnoty dosahovala pouze vzorek 1. Snímek mikročástice vzorku 1 ze skenovacího elektronového mikro-

Tab. 2. Vlastnosti připravených mikročástic

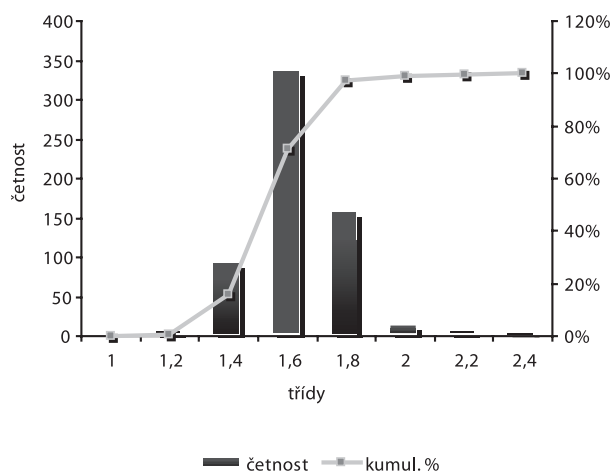
Šarže	Faktor sfericity	Ekv. průměr (mm)	Šířka distribuce
1a	0,81 \pm 0,03	1,54 \pm 0,13	0,18
1b	0,80 \pm 0,04	1,47 \pm 0,16	0,21
1c	0,81 \pm 0,04	1,58 \pm 0,12	0,17
2a	0,79 \pm 0,04	1,55 \pm 0,17	0,26
2b	0,79 \pm 0,03	1,60 \pm 0,21	0,35
2c	0,80 \pm 0,03	1,45 \pm 0,17	0,27
3a	0,77 \pm 0,04	1,46 \pm 0,16	0,20
3b	0,76 \pm 0,04	1,57 \pm 0,22	0,29
3c	0,76 \pm 0,03	1,47 \pm 0,11	0,17
4a	0,78 \pm 0,03	1,51 \pm 0,12	0,21
4b	0,78 \pm 0,04	1,56 \pm 0,19	0,28
4c	0,80 \pm 0,03	1,50 \pm 0,13	0,20
5a	0,79 \pm 0,04	1,50 \pm 0,14	0,21
5b	0,77 \pm 0,03	1,56 \pm 0,20	0,28
5c	0,78 \pm 0,03	1,59 \pm 0,14	0,19

skopu (obr. 2) potvrzuje její vysokou sfericitu (obr. 2a). Na povrchu lze jasně pozorovat rekrystalizovaný diklofenak sodnou sůl (obr. 2b). Vliv enkapsulační účinnosti na hodnotu faktoru kulovitosti se nepotvrdil. Šířka distribuce velikosti částic se vypočítala podle vztahu 1. Její vysoká hodnota indikuje širokou distribuci, a tím i vysokou polydisperzitu²⁷⁾, zatímco hodnota blízká nule ukazuje na monodisperzní systém. Například u granulátů je šířka distribuce menší než tři považována za přijatelnou²⁸⁾. Z vypočítaných hodnot tedy vyplývá poměrně úzká distribuce velikosti částic, která se u všech šarží mikročástic pohybovala v rozmezí 0,17–0,35 (viz tab. 2). Ekvivalentní průměr všech šarží mikročástic se pohyboval v intervalu 1,45–1,60 mm. Tato zjištění potvrzují i výsledky patrné z obrázků 3–7. Největší počet mikročástic spadl do třídy s velikostí střední hodnoty 1,6 mm.

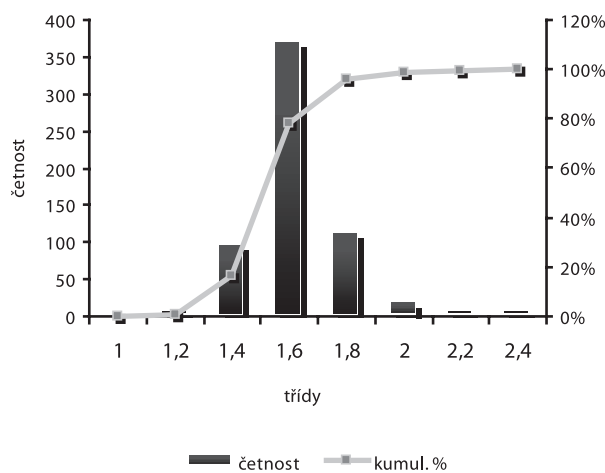
Enkapsulační účinnost

Enkapsulační účinnost mikročástic připravených metodou vnější gelace uváděná v literatuře se nejčastěji pohybuje mezi 50–55 %^{29, 30)}. Tato hodnota je ve srovnání s enkapsulační účinností mikročástic připravených jinými metodami relativně nízká. Je tedy žádoucí pokusit se změnou procesních podmínek tuto hodnotu zvýšit.

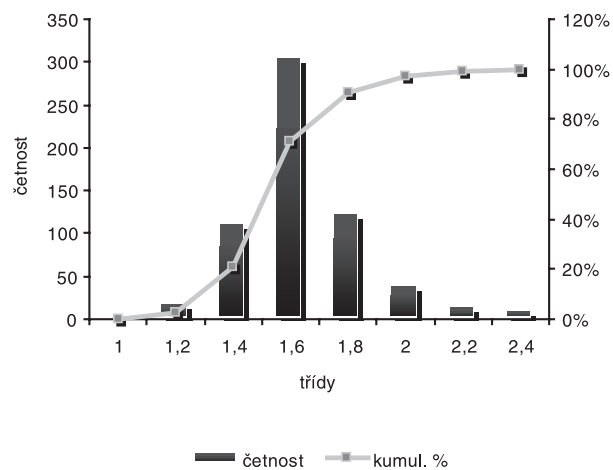
Při formování mikročástic se použilo modelové léčivo diklofenak sodná sůl. DS je látka mírně rozpustná ve vodě (14,18 mg/ml) při teplotě místnosti³¹⁾. Rozpustnost DS klesá při nižším pH rozpouštěcího media a s rostoucí iontovou silou. Jak pH tvrdícího roztoku (pH = 4), tak



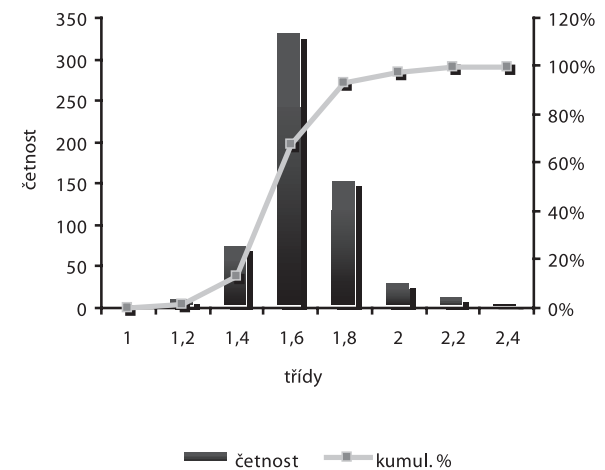
Obr. 3. Distribuce velikosti částic – šarže 1



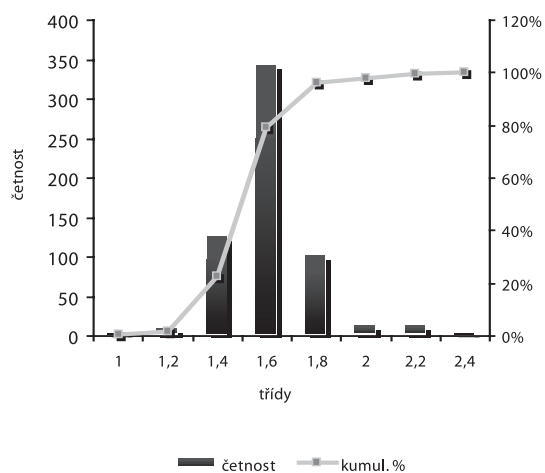
Obr. 6. Distribuce velikosti částic – šarže 4



Obr. 4. Distribuce velikosti částic – šarže 2



Obr. 7. Distribuce velikosti částic – šarže 5



Obr. 5. Distribuce velikosti částic – šarže 3

Tab. 3. Obsah diklofenaku sodné soli v připravených mikročásticích a jejich enkapsulační účinnost

Šarže	Obsah DS (mg/100 mg)*	EE (%)
1a	7,41 ± 0,59	51,86 ± 4,14
1b	7,53 ± 0,39	52,71 ± 2,70
1c	7,83 ± 0,06	54,82 ± 0,43
2a	8,16 ± 0,19	57,13 ± 8,40
2b	8,11 ± 0,35	56,79 ± 2,45
2c	8,53 ± 0,41	59,70 ± 2,85
3a	0 ± 0	0 ± 0
3b	0 ± 0	0 ± 0
3c	0 ± 0	0 ± 0
4a	10,68 ± 0,23	74,77 ± 1,58
4b	10,67 ± 0,18	74,74 ± 1,28
4c	10,74 ± 0,40	75,24 ± 2,83
5a	10,46 ± 0,06	66,28 ± 6,19
5b	10,47 ± 0,62	62,79 ± 3,71
5c	10,42 ± 0,49	62,51 ± 2,99

*Obsah DS uveden v mg na 100 mg mikročástic.

jeho iontová síla způsobená CaCl_2 posunují rozpustnost DS na úroveň těžké rozpustnosti. Z tohoto důvodu se předpokládala relativně vysoká enkapsulační účinnost. Tento předpoklad se však nepotvrdil.

První z procesních proměnných byla teplota tvrdícího roztoku. Při volbě této proměnné se vycházelo z předpo-

kladu, že snížením teploty dojde ke snížení rozpustnosti enkapsulovaného léčiva, čímž se zamezí úniku léčiva difúzí do tvrdícího roztoku při formování mikročásteček. Snížená teplota tvrdícího roztoku se použila u vzorků 2–5. Druhou proměnnou byla přítomnost enkapsulovaného léčiva v nasycené koncentraci v tvrdícím roztoku. Předpokládalo se, že nasycená koncentrace léčiva v tvrdícím roztoku by mohla vést ke zvýšení enkapsulační účinnosti vlivem snížení koncentračního gradientu (1. Fickův zákon) mezi tvrdící lázní a formující se mikročástečkami. Tvrdící roztok nasycený DS se použil u vzorků 4 a 5. Třetí proměnnou bylo tvrzení vznikajících mikročásteček v přítomnosti ultrazvukových vln nebo bez nich. Snahou bylo posoudit vliv přítomnosti ultrazvukových vln na jakostní parametry připravených mikročásteček. Ultrazvukové vlny se použily při tvrzení mikročásteček u vzorku 3 a 5. Kombinace proměnných uvádí tabulka 1.

Obsah léčiva v připravených mikročástečkách a jejich enkapsulační účinnost jsou uvedeny v tabulce 3. EE se počítala dle vztahu 2. Obsah DS se lišil v závislosti na použité metodě a byl v přímé korelaci s hodnotou enkapsulační účinnosti. Enkapsulační účinnost u vzorku 1 připravené za normální teploty, bez přítomnosti diklofenaku sodné soli v tvrdící lázni a tvrzené bez ultrazvukových vln se pohybovala v rozmezí hodnot 51,86–54,82 %. Změnou jednoho ze tří parametrů, a to snížením teploty (šarže 2), se dosáhlo zvýšení enkapsulační účinnosti oproti vzorku 1. Hodnoty enkapsulační účinnosti se zvýšily u šarže 2 na hodnoty 56,79 až 59,7 %. U mikročásteček šarže 3, které se připravily kombinací snížené teploty a použití ultrazvukových vln při tvrzení, byla zjištěna nulová enkapsulační účinnost. Obecně použití ultrazvukových vln urychluje různé chemické reakce – jako např. oxidace-redukce, hydrolýza, esterifikace a další. Ultrazvukové vlny se například používají pro enkapsulaci různých látek do lipozomů. Ačkoliv se mohou tvořit lipozomy samovolně, zřídka jsou termodynamicky stabilní. Proto se s výhodou využívá různé pomocné energie – jako např. mechanické míchání, elektrická energie, ultrazvuk nebo jejich kombinace³². Předpokládalo se, že použitím ultrazvukových vln dojde k urychlení chemických reakcí, které probíhají při gelaci uvnitř mikročásteček. Ultrazvukové vlny však zřejmě narušily vnitřní strukturu mikročásteček. Tento fakt pravděpodobně vedl k úniku léčiva do tvrdící lázně. K největšímu nárůstu enkapsulační účinnosti, a to na hodnoty 74,74–75,24 %, došlo u mikročásteček šarže 4. Mikročástečky šarže 4 se připravovaly za snížené teploty tvrdícího roztoku, který byl nasycený diklofenakem sodnou solí; ultrazvukové vlny použity nebyly. Kombinace dvou zmíněných parametrů byla tedy nejúčinnější. Použití ultrazvukových vln při tvrzení vedlo při jinak stejných podmínkách u šarže 5 k poklesu enkapsulační účinnosti mikročásteček, a to na hodnoty v intervalu 62,51–66,28 %. UZ vlny pravděpodobně narušily vnitřní strukturu mikročásteček tak jako při přípravě šarže 3, u které byla stanovená nulová enkapsulační účinnost. Vliv ultrazvukových vln na enkapsulační účinnost se však plně neprojevil z důvodu vysy-

cení roztoku CaCl₂ diklofenakem sodnou solí. Přítomnost DS v tvrdícím roztoku znemožnila únik léčiva z mikročásteček v takovém rozsahu jako u šarže 3.

ZÁVĚR

Při přípravě mikročásteček hraje velkou roli nejen volba polymeru a účinné látky určené k enkapsulaci, ale také výběr vhodných procesních proměnných. Jejich efekt lze sledovat na základním charakteristickém parametru mikročásteček, kterým je enkapsulační účinnost. V tomto experimentu se hodnotu enkapsulační účinnosti podařilo zvýšit jak ochlazením tvrdícího roztoku, tak jeho nasycením léčivem – diklofenakem sodnou solí, nejvíce však kombinací obou parametrů. Kombinací snížené teploty tvrdícího roztoku s rozpuštěným diklofenakem sodnou solí (šarže 4) se podařilo dosáhnout těchto parametrů: enkapsulační účinnost ~ 75 %, faktor kulatosti 0,79 a střední průměr přibližně 1,52 mm. Tvrzení mikročásteček působením ultrazvukových vln se ukázalo být nevhodné vzhledem k negativnímu vlivu na enkapsulační účinnost.

LITERATURA

1. **Manjanna, K. M., Kumar, T. M. P., Shivakumar, B.:** Effect of manufacturing conditions on physico-chemical characteristics and drug release profile of acoclefenac sodium microbeads. *Drug Invention Today*, 2009; 1(2), 98–107.
2. **Park, K., Yeo, Y.:** Microencapsulation Technology. In: Swarbrick, J. ed. *Encyclopedia of Pharmaceutical Technology*, 3rd ed. New York: Marcel Dekker Inc. 2007.
3. **Scala Bertola, J., Gajdziok, J., Rabišková, M., Bonneaux, F., Lecompte, T., Sapin, A., Maincent, P.:** Pellets for oral administration of low-molecular-weight heparin. *Drug Develop. Ind. Pharm.*, 2009; 35(12), 1503–1510.
4. **Rabišková, M.:** Částicové lékové formy. *Prakt. Lek.*, 2005; 1, 29–30.
5. **Burgess, D. J., Hickey, A. J.:** Microsphere Technology and Applications. In: Swarbrick, J., Boylan, J. C. ed. 2nd ed., *Encyclopedia of Pharmaceutical Technology*. New York: Marcel Dekker Inc. 2002.
6. **Mathiowitz, E., Kreitz, M. R., Brannon-Peppas, L.:** Microencapsulation. In: Mathiowitz, E. ed. *Encyclopedia of Controlled Drug Delivery*. New York: John Wiley & Sons, Inc. 1999.
7. **Krejčová, K., Gryzcová, E., Rabišková, M.:** Polymerové mikročástečky pro perorální přívod diklofenaku. *Chem. Listy*, 2009; 103, 81–87.
8. **Fernandes, J. C., Tiera, M. J., Winnik, F. M.:** DNA-Chitosan Nanoparticles for Gene Therapy: Current Knowledge and Future Trends. In: Kumar, Ch. S. S. R. ed. *Biological and Pharmaceutical Nanomaterials*. 1st ed, Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA 2006.
9. **Peretz, S., Cinteza, O.:** Removal of some nitrophenol contaminants using alginate gel bead. *Colloid Surface A*, 2008; 319, 165–172.

10. **Thies, C.:** Microencapsulation: what it is and purpose. In: Vilstrup, P. ed. Microencapsulation of food ingredients. Surrey: Leathered Publishing, LFRA Lim. 2001.
11. **Dulieu, C., Poncelet, D., Neufeld, R. J.:** Encapsulation and Immobilization Techniques. In: Kühtreiber W. M., Lanza R. P., Chick W. L. ed. Cell Encapsulation Technology and Therapeutics, Boston: Birkhäuser 1999.
12. **Poncelet, D., Markvicheva, E.:** Multiple-Core Encapsulation: Microencapsulation and Alginate. In: Thies C., Vilstrup P. ed. Microencapsulation of food ingredients, Surrey: Leathered Publishing LFRA Lim. 2001.
13. **Chan, L. W., Lee, H. Y., Heng, P. W. S.:** Mechanisms of external and internal gelation and their impact on the functions of alginate as a coat and delivery system. Carbohydr. Polym., 2006; 63(2), 176–187.
14. **Capela, P., Hay, T. K. C., Shah, N. P.:** Effect of homogenisation on bead size and survival of encapsulation probiotic bacteria. Food Res. Int., 2007; 40, 1261–1269.
15. **Mokarram, R. R., Mortazavi, S. A., Najafi, M. B. N., Shahidi, F.:** The influence of multi stage alginate rating on survivability of potential probiotic bacteria in simulated gastrin and intestinal juice. Food Res. Int., 2009; 42, 1040–1045.
16. **Jay, S. M., Saltzman, W. M.:** Controlled delivery of VEGF via modulation of alginate microparticle ionic crosslinking. J. Control. Release 2009; 134, 26–34.
17. **Goppi, G., Sala, N., Bondi, M., Sergi, S., Iannuccelli, V.:** Ex-vivo evaluation of alginate microparticles for Polymyxin B oral administration. J. Drug Targeting, 2006; 14(9), 599–606.
18. **Agnihotri, S. A., Jawalkar, S. S., Aminabhavi, T. M.:** Controlled release of cephalexin through gellan gum bead: Effect of formulation parameters on entrapment efficiency, size, and drug release. Eur. J. Pharm. Biopharm., 2006; 63, 249–261.
19. **Babu, R. J., Sathigari, S., Kumar, M. T., Pandit, J. K.:** Formulation of Controlled Release Gellan Gum Macro Beads of Amoxicillin. Curr. Drug Deliv., 2010; 7, 36–43.
20. **Sinha, V. R., Singla, A. K., Wadhawan, S., Kaushik, R., Kumria, R., Bansal, K., Dhawan, S.:** Chitosan microspheres as a potential carrier for drugs. Int. J. Pharm., 2004; 274, 1–33.
21. **Iannuccelli, V., Forni, F., Vandelli, M. A., Bernabei, M. T.:** Effect of the loading method on the drug release from crosslinked carboxymethylcellulose bead. J. Control. Release, 1993; 23, 13–20.
22. **Sankalia, G. M., Mashru, C. R., Sankalia, M. J., Sutariya, B. V.:** Stability improvement of alpha-amylase entrapped in kappa-carrageenan beads: Physicochemical characterization and optimization using composite index. Int. J. Pharm., 2006; 312, 1–14.
23. **Si, L., Zhao, Y., Huang, J., Li, S., Zhai, X., Li, G.:** Calcium Pectinate Gel Bead Intended for Oral Protein Delivery: Preparation Improvement and Formulation Development. Chem. Pharm. Bull. Tokyo, 2009; 57, 663–667.
24. **Stilwell, R. L., Marks, M. G., Saferstein, L., Wiseman, D. M.:** Oxidized Cellulose: Chemistry, Processing and Medical Applications. In: Domb A. J., Kost J., Wiseman D. M. ed. Handbook of Biodegradable Polymers. Amsterdam: Harwood academic publishers 1997.
25. **Gajdziok, J., Bajerová, M., Chalupová, Z., Masteiková, R.:** Oxycelulosa – celulosový derivát s potenciálem účinné i pomocné látky. Ces. slov Farm., 2007; 6, 259–263.
26. **Podoczek, F., Newton, J. M.:** The evaluation of a three-dimensional shape factor for the quantitative assessment of the sphericity and surface roughness of pellets. Int. J. Pharm., 1995; 124, 253–259.
27. **Silva, C. M., Ribeiro, A. J., Figueiredo, I. V., Gronçalves A. R., Veiga, F.:** Alginate microspheres prepared by internal gelation: Development and effect on insulin stability. Int. J. Pharm., 2006; 311, 1–10.
28. **Giry, K., Viana, M., Genty, M., Louvet, F., Wüthrich, P., Chulia, D.:** Comparison of single pot and multiphase granulation. Part I. Effect of the high shear granulator on granule properties according to the drug substance and its concentration. Pharm. Dev. Technol., 2009; 14(2), 139–149.
29. **Halder, A., Maiti, S., Sa, B.:** Entrapment efficiency and release characteristics of polyethyleneimine-treated or -untreated calcium alginate beads loaded with propranolol-resin complex. Int. J. Pharm., 2005; 302, 84–94.
30. **Yu, C.-Y., Yin, B.-Ch., Zhang, W., Cheng, A.-X., Zhang, X.-Z., Zhuo, R.-X.:** Composite microparticle drug delivery systems based on chitosan, alginate and pectin with improved pH-sensitive drug release property. Colloid Surface B, 2009; 68, 245–249.
31. **Kincl, M., Vrečer, F., Veber, M.:** Characterization of factors affecting the release of low-solubility drug from prolonged release tablets, Anal. Chim. Acta, 2004; 502, 107–113.
32. **Catro, M. D. L., Priego-Capote, F.:** Ultrasound-assisted preparation of liquid samples. Talanta, 2007; 72, 321–334.