

LAPPEENRANNAN TEKNILLINEN YLIOPISTO

LUT Kemia

Prosessitekniiikan laboratorio

Kandidaatintyö

# **Sterilointimenetelmät bioprosessiteollisuudessa**

Heikki Ollila 0279911

17.4.2011

## Tiivistelmä

Tekijä: Heikki Ollila  
Nimi: Sterilointimenetelmät bioprosessiteollisuudessa  
Osasto: LUT Kemia  
Vuosi: 2011  
Paikka: Lappeenranta  
28 sivua, 11 kuvaa, 3 taulukkoa  
Tarkastaja: Eero Kolehmainen  
Hakusanat: bioprosessit, biotekniikka, sterilointi

Erilaiset sterilointitarpeet ovat olennainen osa biotekniikkaa. Steriloinnit ovat huomattava kuluerä energia-, materiaali- ja laitekäyttöjen takia ja puutteellinen sterilointi voi aiheuttaa huomattavia ylimääräisiä kustannuksia. Eniten teollisesti käytettäviä sterilointimenetelmiä ovat steriilisuodatus, lämpösterilointi, kemiallinen sterilointi ja säteilysterilointi. Näistä lämpösterilointi on selvästi käytetyin menetelmä. Kirjallisuusosassa käsitellään lämpösteriloinnin kinetiikka ja sterilointityön laskentaan käytetyt menetelmät. Lämpösteriloinnin kinetiikka on mikrobista ja sen olomuodosta riippuvainen ja noudattaa Arrheniuksen lakia. Kirjallisuusosassa käsitellään myös lämpösterilointiin käytettyjä laitteistoja.

Soveltavassa osassa käsitellään panos- ja jatkuvatoimia lämpösteriloiteja. Työssä käydään läpi glukoosisiirapin sterilointi vastaavan kapasiteetin panos- ja jatkuvatoimisella sterilointilaitteistolla ja vertaillaan tarvittavia energia- ja hyödykemääriä. Soveltavan osan tietojen perusteella tehdään vertailu eri lämpösterilointimenetelmien kustannuksista sekä muista hyvistä ja huonoista puolista.

## **Abstract**

Author: Heikki Ollila  
Name: Sterilization methods in bioprocess industry  
Department: LUT Chemistry  
Year: 2011  
Place: Lappeenranta  
28 pages, 11 figures, 3 tables  
Inspector: Eero Kolehmainen  
Keywords: bioprocess, biotechnology, sterilization

Sterilizations are important part of biotechnology. Sterilizations are notable operating cost due to energy-, material- and device use and inadequate sterilization may cause sizeable financial losses. Most commonly used methods in industrial sterilization are sterile filtering, heat sterilization, chemical sterilization and radiation sterilization. Heat sterilization is by far the most used method. Heat sterilization kinetics and methods to calculate sterilization work are discussed in literature part of thesis. The kinetics of heat sterilization depends on microbial culture and state of microbe and follows Arrhenius law. Equipment used for heat sterilization is also discussed in literary part.

Batch and continuous heat sterilization are covered in applied part. Sterilization of glucose syrup is calculated in similar capacity batch and continuous sterilization equipment. Batch and continuous sterilizations energy and utility requirements are compared. Based on calculation on applied part, comparison between batch and continuous systems costs and strengths and weaknesses is done.

## Symboliluettelo

$A$	lämmönsiirtopinta-ala, $m^2$
$c^*$	jäähdytysnesteen lämpökapasiteetti, $\text{kJ kg}^{-1} \text{K}^{-1}$
$C_p$	sterilointikohteen lämpökapasiteetti, $\text{kJ kg}^{-1} \text{K}^{-1}$
$Da$	Damköhlerin luku, -
$D_d$	aksiaalinen dispersiokerroin, $m^2 s^{-1}$
$E_d$	aktivoitumisenergia, $\text{kJ kmol}^{-1}$
$h$	sterilointihöyryn ja steriloitavan kohteen välinen entalpia ero, $\text{kJ kg}^{-1}$
$H$	höyryn lauhtumisentalpia, $\text{kJ kg}^{-1}$
$k_d$	kuolemisvakio, $\text{h}^{-1}$
$k_{d0}$	Arrheniuksen vakio, $\text{h}^{-1}$
$L$	pito-osan pituus, m
$M$	sterilointikohteen massa steriloinnin alussa, kg
$\dot{m}_s$	höyryn massavirta, $\text{kg s}^{-1}$
$\dot{m}_m$	steriloitava massavirta $\text{kg s}^{-1}$
$N$	elävien solujen lukumäärä, -
$N_0$	elävien solujen lukumäärä alussa, -
$N^*$	kuolleiden solujen lukumäärä, -
$Pe$	Pecletin luku, -
$q$	lämmitysteho, W
$q_c$	jäähdytysteho, W
$R$	kaasuvakio, $\text{J K}^{-1} \text{mol}^{-1}$
$s$	höyryn massavirtaus, $\text{kg s}^{-1}$
$t$	aika, h
$T$	lämpötila, K
$T_0$	alkulämpötila, K
$T_C$	jäähdytysnesteen lämpötila, K
$T_N$	lämmönlähteen lämpötila, K
$\Delta T$	lämpötilan muutos, K
$\Delta T_m$	logaritminen lämpötilaero, K
$u$	etenemisnopeus putkessa, $\text{m s}^{-1}$
$U$	kokonaislämmönsiirtokerroin, $\text{W m}^{-2} \text{K}^{-1}$
$w$	jäähdytysnesteen massavirta, kg/s

- $\nabla$  sterilointityö, -
- $\nabla_k$  kokonaissterilointityö, -
- $\nabla_l$  sterilointityö lämmityksessä, -
- $\nabla_p$  sterilointityö pidossa, -
- $\nabla_j$  sterilointityö jäädytyksessä, -
- $\tau$  viipymäaika, s

## Sisällys

1 Johdanto.....	1
2 Sterilointimenetelmät.....	1
2.1 Lämpösterilointi.....	1
2.1.1 Kuivasterilointi.....	3
2.1.2. Märkästerilointi.....	3
2.2 Steriilisuodatus.....	4
2.3 Kemiallinen sterilointi.....	4
2.4 Säteily-sterilointi.....	4
3 Lämpösteriloinnin kinetiikka.....	5
4 Lämpösteriloinnin mitoitus.....	7
4.1 Panossterilointi.....	7
4.1.1 Lämmitys.....	8
4.1.2 Pito.....	9
4.1.3 Jäähdytys.....	10
4.2 Jatkuva toiminen sterilointi.....	11
4.2.1 Lämmitys.....	11
4.2.2 Pito.....	12
4.2.3 Jäähdytys.....	13
5 Sterilointilaitteistot.....	14
6 Soveltava osa.....	17
6.1 Panossterilointi.....	18
6.2 Jatkuva toiminen sterilointi.....	21
6.3 Mitoitusten vertailu.....	23
7 Yhteenveto.....	25
Lähteet.....	27

## **1 Johdanto**

Useat teolliset bioprosessit ovat aseptisissä olosuhteissa tapahtuvia. Tämän takia bioreaktoreissa käytettävien raaka-aineiden ja laitteiden steriloinnilla on suuri merkitys bioteknisen tehtaan toiminnalle. Yksikin kasvatusliuokseen jäänyt ulkopuolinen mikrobi voi kontaminoida koko kasvatuserän ja aiheuttaa huomattavia ylimääräisiä kustannuksia. Yleisimmät teollisuudessa käytetyt sterilointimenetelmät ovat lämpö- ja suodatussteriloinnit. Kirjallisessa osassa käsitellään käytössä olevia sterilointimenetelmiä ja etenkin lämpösteriloinnin kinetiikkaa ja olosuhteita. Soveltavassa osassa käsitellään sekä panostamisen että jatkuvatoimisen lämpösteriloinnin olosuhteita ja hyödykekulutuksia. Soveltavassa osassa tehdään vertailua näiden menetelmien välillä.

## **2 Sterilointimenetelmät**

Teollisissa bioprosesseissa käytetyt sterilointimenetelmät voidaan jakaa karkeasti neljään luokkaan: Lämpösterilointi, kemiallinen sterilointi, steriilisuodatus ja UV-sterilointi. Näistä menetelmistä lämpösterilointi ja kemiallinen sterilointi ovat käytetyimmät suuren mittakaavan teollisissa prosesseissa [1].

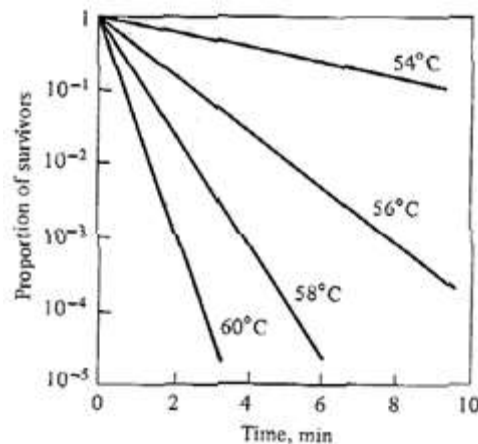
### **2.1 Lämpösterilointi**

Lämpösteriloinnissa pyritään tuhoamaan kaikki sterilointikohteessa olevat elävät solut ja itiöt. Lämpösteriloinnin vaikutukseen sterilointikohteeseen vaikuttaa olennaisesti haluttu puhtaus, kohteessa olevat mikrobikannat, steriloitavan liuoksen tyyppi ja happamuus [1, 2].

Useissa elintarviketeollisuuden prosesseissa ei pyritä tuhoamaan kaikkia steriloitavassa liuoksessa olevaa mikrobikasvusta vaan jättää haluttu osa mikrobeista henkiin. Tunnetuin esimerkki tällaisesta lämpökäsittelystä on maidon HTST (High Temperature/Short Time) pastörinti, jossa maito lämmitetään 72 °C 15-20 sekunniksi ja jäädytetään nopeasti. Käyttämällä pidempää lämmitysaikaa ja korkeampaa lämpötilaa päästään suurempaan puhtauteen ja tätä kautta saataisiin pidempi säilyvyysaika, mutta nämä menetelmät johtaisivat tiettyjen haluttujen komponenttien hajoamiseen ja sitä kautta tuotteen makuun. Tämän takia kompromissi mikrobien tuhoutumisen ja aineiden hajoamisen välillä on tärkeä osa sterilointi- ja pastörintiprosessia suunniteltaessa [1, 2].

Useissa teollisissa bioprosesseissa vaaditaan kuitenkin käytännössä kaiken ei-toivotun mikrobikasvuston ja itiöstön tuhoamista. Tällaisia tapauksia on mm. puhdasviljelmä fermentoinnit, joissa ainoastaan halutun, yleensä pitkälle jalostetun kannan, annetaan kasvaa ja tietyt pitkän säilyvyysajan elintarvikkeet. Sterilointikinetiikasta johtuen absoluuttiseen steriiliyteen päästään vasta äärettömässä ajassa. Teollisissa prosesseissa hyväksyttävät todennäköisyydet kontaminaatiolle vaihtelevat panosfermentointiprosessien 1% todennäköisyydestä tölkkiruokien valmistuksessa yleisesti käytettyyn  $10^{-10}$  % todennäköisyyteen [2].

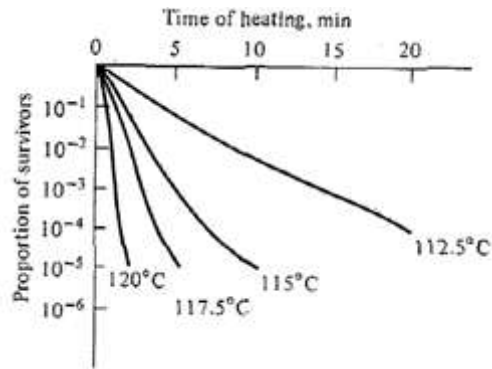
Steriloitavat kohteet sisältävät useita erilaisia mikrobikantoja. Mikrobikantojen lämmönkestävyydet vaihtelevat suuresti, mikä tulee ottaa huomioon lämpösterilointia suunniteltaessa. Sterilointikapasiteettia laskettaessa käytetään yleensä kaikkein lämpökestävimpiä bakteereita, kuten *Clostridium botuliumia* ja *Bacillus stearothermophilusta*. Ääriämpötiloja kestävien bakteerien tuhoamisen lisäksi täytyy niiden itiöt tuhota. Kuvassa 1 on esitetty *Escherichia colin* vegetatiivisten solujen ja itiöiden kuolemiskäyrät eri lämpötiloissa.



Kuva 1 *Escherichia colin* kuolemiskäyrät 54, 56, 58 ja 60 °C:ssa [1].

Vegetatiivisilla soluilla tarkoitetaan aktiivisesti kasvavia ja jakautuvia soluja. Tietyt bakteerisuvut pystyvät tuottamaan paremmin lämpöä, säteilyä ja kuivuutta kestäviä itiöitä, jotka ovat aineenvaihdunnallisesti inaktiivisia, mutta sopivissa olosuhteissa pystyvät itämään ja tuottamaan uusia soluja. Kuvassa 2 on esitetty erittäin hyvin lämpöä kestävä *Bacillus stearothermophilus*ksen itiöiden kuolemiskäyrät eri lämpötiloissa [1, 2, 3].





Kuva 2 *Bacillus stearothermophilus* kuolemiskäyrät 112,5, 115, 117,5 ja 120 °C:ssa [1].

Kuvista 1 ja 2 nähdään että pienelläkin sterilointilämpötilan muutoksella on huomattava vaikutus sterilointiaikaan.

### 2.1.1 Kuivasterilointi

Lämpösterilointi voidaan suorittaa käyttämällä erilaisia lämmönsiirtomenetelmiä. Tärkein jaottelu lämpösterilointimenetelmien välillä voidaan tehdä kuiva- ja märkästeriloinnin välillä [4].

Kuivasteriloinnilla viitataan yleisesti menetelmiin, missä lämpöenergia tuodaan steriloitavaan kohteeseen niin ettei lämmittävä aine itse päädy steriloitavaan kohteeseen. Kuivasteriloinnissa yleisimmin käytettyjä menetelmiä ovat höyryn syöttö säiliön sisällä oleviin lämmönsiirtoelementteihin, säiliön vaipan lämmitys ja ulkoisen lämmönsiirtimen käyttö [4, 5].

Kuivasteriloinnin toimintamekanismi ei ole täysin selvillä. Kuivasteriloinnissa joudutaan kuitenkin usein käyttämään huomattavasti korkeampia lämpötiloja ja sterilointiaikoja, mikä ei usein ole suvaittavaa energiankulutuksen eikä ajankäytön kannalta [4].

### 2.1.2. Märkästerilointi

Märkästeriloinnissa sterilointihöyry johdetaan suoraan steriloitavaan kohteeseen. Märkästeriloinnilla saavutetaan tarvittava steriilisyytaso huomattavasti alemmissa lämpötiloissa ja ajoissa kuin kuivasteriloinnilla, koska bakteerien vegetatiiviset tilat kestävät lämpöä huomattavasti paremmin kuivassa tilassa. [3, 4]

## 2.2 Steriilisuodatus

Mikäli steriloitava kohde on lämpöherkkä, on steriilisuodatus varteenotettava vaihtoehto lämpösteriloinnille. Steriilisuodatuksessa bakteerien täydellinen poistaminen vaatii erittäin pienihuokoista kalvoa. Normaalisti steriilisuodatuksessa käytettyjen kalvojen huokoskoko vaihtelee 0,2-0,45 µm välillä [2].

Steriilisuodatus sisältää usein monia esikäsittelevaiheita ennen varsinaista steriilisuodatusta. Tämä tehdään, jotta kalliit viimeisen vaiheen suodatinkalvot saataisiin kestävämpään pidempään. Bakteerien täydelliseen poistamiseen vaaditaan 0,2 µm kalvoa, mutta pienimmätkin kalvot laskevat läpi viruksia ja mykoplasmoja [2].

Steriilisuodatus vaatii myös monimutkaisen ja kalliin laitteiston. Usein laitteistot koostuvat monista suodatusvaiheista, jotka tuovat ovat haasteensa. Suodatuskalvojen likaantuminen ja rikkoutuminen tuovat mukanaan omat ongelmansa. Suodattimet joudutaan myös steriloimaan ennen steriilisuodatuksen aloittamista, usein autoklaavilla tai syöttämällä höyryä suoraan suodattimeen. Steriilisuodatus on yleinen menetelmä kaasujen steriloimiseen [2, 3].

## 2.3 Kemiallinen sterilointi

Kemiallista sterilointia voidaan käyttää mikrobien tuhoamiseen. Kemiallinen sterilointi sopii steriloitaville kohteille, joissa ei ole mahdollista taikka suotavaa käyttää korkeita lämpötiloja. Kemiallinen sterilointi ei kuitenkaan sovellu kasvuliuosten sterilointiin, koska jäännösmäärät steriloitavaa ainetta voivat inhiboida kasvuliuoksen mikrobien toimintaa. Yleisempiä kemiallisessa steriloinnissa käytettäviä aineita alkoholit (metanoli ja etanoli), etyleenioksidi, otsooni ja erilaiset halogeeniyhdisteet (mm. natriumhypokloriitti) [2, 3].

## 2.4 Säteily-sterilointi

Ultraviolettivaloa käytetään usein laboratorioissa laitteiden ja työvälineiden sterilointiin. UV-valon sterilointikyky perustuu solumateriaalien kykyyn absorboida UV-valoa. Tehokkaimmin sterilointiin soveltuu aallonpituudeltaan

265 nm valo. Absorboitunut UV-valo johtaa DNA- ja RNA molekyylien tuhoutumiseen ja sitä kautta solujen kuolemaan.

UV-sterilointi sopii erityisen hyvin erilaisten työskentelypintojen steriloimiseen, mutta UV-valon läpäisykyky on erittäin pieni. Tämän takia UV-steriloinnin suurimmat käyttökohteet löytyvät sairaaloiden steriilitiloista, puhdashuone laboratorioista ja pienten laitteiden ja työvälineiden steriloinnissa.

Sterilointi on mahdollista myös röntgensäteillä. Röntgensäteiden läpäisykyky on huomattavasti parempi kuin UV-säteillä, mutta hinnan ja turvallisuusnäkökohtien takia röntgen-steriloinnin käyttö on hyvin rajoittunutta [1, 2, 3].

### 3 Lämpösteriloinnin kinetiikka

Mikrobien kuoleminen vakioämpötilassa seuraa tyypillisesti ensimmäisen kertaluvun kinetiikkaa yhtälön (1) mukaisesti.

$$\frac{dN}{dt} = -k_d(N_0 - N^*) \quad (1)$$

jossa  $N$  elävien solujen lukumäärä, -  
 $t$  aika, h  
 $k_d$  kuolemisvakio,  $h^{-1}$   
 $N_0$  elävien solujen lukumäärä alussa, -  
 $N^*$  kuolleiden solujen lukumäärä, -

Integroimalla yhtälö (1) saadaan sterilointikinetiikkaa kuvaamaan yhtälöt (2) ja (3).

$$\ln \frac{N}{N_0} = -\int_0^t k_d dt \quad (2)$$

$$N = N_0 e^{(-\int_0^t k_d dt)} \quad (3)$$

Yhtälöstä (3) nähdään, että elävien solujen lukumäärä vähenee eksponentiaalisesti.

Bakteerien kuolemisvakio on bakteerityypille ja olomuodolle ominainen vakio. Kuolemisvakio on riippuvainen myös lämpötilasta Arrheniuksen yhtälön (4) mukaisesti:

$$k_d = k_{d0} e^{\left(\frac{E_d}{RT}\right)} \quad (4)$$

jossa  $k_{d0}$  Arrheniuksen vakio,  $\text{h}^{-1}$   
 $E_d$  aktivoitumisenergia,  $\text{kJ kmol}^{-1}$   
 $R$  kaasuvakio,  $\text{J K}^{-1} \text{mol}^{-1}$   
 $T$  lämpötila, K.

Lämpötilariippuvuuden lisäksi kuolemisvakio on vahvasti riippuvainen bakteerin olomuodosta. Tyypillisesti bakteerien vegetatiivisten muotojen kuolemisvakio on kertaluokkia suurempi kuin itiöllisten muotojen, mikä tarkoittaa huomattavasti pidempiä sterilointiaikoja itiöille.

Koska lämpösteriloinnissa elävien solujen lukumäärä noudattaa eksponentiaalista vähenemistä, ei täydellistä steriiliyttä voida saavuttaa. Elävien solujen lukumäärä lähestyy asymptoottisesti nollaa, joten täydellinen steriiliys saavutetaan vasta äärettömän pitkän sterilointiajan kulumisen jälkeen. Steriloinnissa yleisesti oletetaan, että yksikin elinkelpoinen organismi kontaminoi koko sterilointierän. Panossteriloinnissa tämä johtaa siihen, että sterilointiaikoja suunniteltaessa hyväksytään tietty todennäköisyys kontaminaatiolle. Yleisesti ratkaisu tehdään kustannusten perusteella niin, että kontaminoituvista eristä aiheutuvat kustannukset ovat pienemmät kuin mitä suurempi steriiliys vaatisi. Yleisesti käytetyt todennäköisyydet vaihtelevat 1:100 ja 1:1000 välillä teollisissa fermentoinneissa [1, 2, 3, 4, 5].

## 4 Lämpösteriloinnin mitoitus

Käytetyillä sterilointiolosuhteilla on suuri merkitys teolliselle bioprosessille. Käytetyt sterilointiolosuhteet määrittelevät millaisia käyttöhyödykkeitä prosessiin tarvitaan. Tärkeimmät hyödykkeet steriloinnin kannalta ovat höyry, joka määrittää lämmitystehon, ja jäähdytysvesi joka määrittää jäähdytystehon.

### 4.1 Panossterilointi

Deindoerfer ja Humphrey [5] ovat esittäneet nykyisin laajasti käytetyn menetelmän sterilointiaikojen analyttiseen mitoittamiseen yhtälön (5) mukaisesti:

$$\nabla = \ln \frac{N_0}{N} \quad (5)$$

jossa  $\nabla$  sterilointityö, -.

Sterilointityö kuvaa steriloinnissa tehtävän työn suuruutta. Se kuvaa tehtävän työn määrää pohjautuen elävien solujen lukumäärään ennen sterilointia ja sen jälkeen. Täten hyvinkin erilaiset alkuolosuhteet ja vaatimukset halutulle steriilisuuden tasolle johtavat samaan sterilointityöhön.

Tyypillisesti tarvittava sterilointityö jaetaan kolmeen eri osaan: lämmitykseen, pitovaiheeseen ja jäähdytykseen yhtälön (6) mukaisesti.

$$\nabla_k = \nabla_l + \nabla_p + \nabla_j \quad (6)$$

jossa  $\nabla_k$  kokonaissterilointityö, -

$\nabla_l$  sterilointityö lämmityksessä, -

$\nabla_p$  sterilointityö pidossa, -

$\nabla_j$  sterilointityö jäähdytyksessä, -.

Sijoittamalla yhtälöt (4) ja (5) yhtälöön (2) saadaan sterilointityötä kuvaavaksi yhtälöksi yhtälö (7):

$$\nabla = k_{d0} \int_0^t e^{\left(\frac{-E_d}{RT}\right)} dt \quad (7)$$

Yhtälöstä (7) voidaan laskea sterilointityö jokaiselle vaiheelle erikseen ja kokonaissterilointityö yhtälön (6) mukaisesti [1, 2, 3, 4, 5].

#### 4.1.1 Lämmitys

Deindoefer ja Humphrey [5] käsittelevät kolmea erityyppistä lämmitysprofiilia: hyperbolista, eksponentiaalista ja lineaarista. Jokaista lämpötilaprofiilia vastaavat oman tyyppiset lämmitysmenetelmät.

Hyperbolista lämmitysprofiilia vastaa menetelmä, jossa steriloitavaan kohteeseen syötetään sterilointihöyryä, jonka annetaan lauhtua kohteen sekaan. Hyperbolisen lämmityksen lämpötilaprofiili voidaan esittää yhtälön (8) mukaisesti:

$$T = T_0 \left( 1 + \frac{\frac{hs}{MT_0 C_p} t}{1 + \frac{s}{M} t} \right) \quad (8)$$

jossa  $T_0$  alkulämpötila, K

$h$  sterilointihöyryn ja steriloitavan kohteen välinen entalpiaero,  $\text{kJ kg}^{-1}$

$s$  höyryn massavirtaus,  $\text{kg s}^{-1}$

$M$  sterilointikohteen massa steriloinnin alussa, kg

$C_p$  sterilointikohteen lämpökapasiteetti,  $\text{kJ kg}^{-1} \text{K}^{-1}$ .

Eksponentiaalista lämmitysprofiilia vastaavat isotermistä lämmityslähdettä käyttävät menetelmät, esimerkiksi lämmitys lämmönsiirtimellä, jossa käytetään vakiolämpöistä lämmityslähdettä. Eksponentiaalisen lämmityksen lämpötilaprofiili voidaan esittää yhtälön (9) mukaisesti.

$$T = T_N \left( 1 + \frac{T_0 - T_N}{T_N} e^{\left( \frac{UA}{MC_p} t \right)} \right) \quad (9)$$

jossa  $T_N$  lämmönlähteen lämpötila, K  
 $U$  kokonaislämmönsiirtokerroin,  $W m^{-2} K^{-1}$   
 $A$  lämmönsiirtopinta-ala,  $m^2$ .

Lineaarista lämmitysprofiilia vastaavat menetelmät, joissa lämpöä tuodaan vakioteholla lämmityskohteeseen. Yleisin tällainen lämmitysmenetelmä on sähkökäyttöiset lämmittimet. Lineaarisen lämmityksen lämpötilaprofiili voidaan esittää yhtälön (10) mukaisesti:

$$T = T_0 \left( 1 + \frac{q}{MT_0 C_p} t \right) \quad (10)$$

jossa  $q$  lämmitysteho, W.

Lämmityksen sterilointityö saadaan laskettua sijoittamalla jokin yhtälöistä (8), (9) tai (10) yhtälöön (7). Deindoerfer ja Humphrey ovat esittäneet jokaiselle profiilille analyyttisen integroinnin ratkaisun. Nykyisin on kuitenkin suositumpaa käyttää numeerisia ratkaisumenetelmiä. [5]

#### 4.1.2 Pito

Steriloinnin pitovaiheessa lämpötila pidetään vakiona halutussa lämpötilassa. Koska lämpötilaprofiili ei muutu pitovaiheessa, voidaan tapahtuva sterilointityö laskea suoraan integroimalla yhtälö (7). Pitovaiheen sterilointitehoa voidaankin siten kuvata yhtälöllä (11)

$$\nabla_p = k_{d0} t e^{\left( \frac{E_d}{RT} \right)} \quad (11)$$

Pitovaiheen sterilointiteho lasketaan yleensä puuttuvasta kokonaissterilointitehosta. Pitovaiheen ainoa parametri mihin pystytään prosessiteknisillä ratkaisuilla vaikuttamaan on lämpötila. Sterilointilämpötila vaikuttaa huomattavasti myös lämmitys- ja jäähdytysvaiheisiin, joten pitovaihe lasketaan joka tapauksessa pääosin puuttuvasta sterilointikapasiteetista [5].

#### 4.1.3 Jäähdytys

Jäähdytysprofiilit noudattavat yleisesti joko lineaarista tai eksponentiaalista jäähtymistä. Eksponentiaalisista jäähdytystyypeistä yleisin on vaippajäähdytys vakiolämpöisellä jäähdytysvedellä. Eksponentiaalisen jäähdytyksen lämpötilaprofiili voidaan esittää yhtälön (12) mukaisesti:

$$T = T_C \left( 1 + \frac{T_0 - T_C}{T_C} e^{\left( -t \left( \frac{wc^*}{MC_p} \left( 1 - e^{-\frac{UA}{wc^*}} \right) \right) \right)} \right) \quad (12)$$

jossa  $T_C$  jäähdytysnesteen lämpötila, K

$w$  jäähdytysnesteen massavirta,  $\text{kg s}^{-1}$

$c^*$  jäähdytysnesteen lämpökapasiteetti,  $\text{kJ kg}^{-1} \text{K}^{-1}$ .

Lineaarisessa jäähdytyksessä jäähdytysteho pysyy koko jäähdytyksen ajan vakiona. Tyypillisin tällainen laitteisto on lämpöpumppuun perustuva jäähdytin. Lineaarisen jäähdytyksen lämpötilaprofiili voidaan esittää yhtälön (13) mukaisesti:

$$T = T_0 \left( 1 + \frac{-q_c}{MT_0 C_p} t \right) \quad (13)$$

jossa  $q_c$  jäähdytysteho, W.

Jäähdytyksen sterilointityö voidaan laskea vastaavasti kuin lämmityksellä sijoittamalla yhtälö (12) tai (13) yhtälöön (7) [5].



## 4.2 Jatkuvatoinen sterilointi

Jatkuvatoiniset sterilointilaitteistot voidaan myös jakaa kolmeen osaan, lämmitys, pito ja jäädytys. Jatkuvatoiniset sterilointilaitteistot voidaan jakaa rakenteeltaan kahteen erilaiseen rakenteeseen, joko höyryn suorasyöttöön ja lauhtumiseen perustuviin lämmitysosiin taikka lämmönvaihdinta käyttäviin systeemeihin.

### 4.2.1 Lämmitys

Höyryn suorasyöttöön perustuvissa laitteistoissa oletetaan höyryn lauhtuvan välittömästi ja lämmittävän sterilointikohteen merkityksettömän lyhyessä ajassa haluttuun lämpötilaan. Tarvittavan sterilointihöyryn määrä voidaan siten laskea yhtälöstä (14) [7, 8].

$$\dot{m}_s = \frac{\dot{m}_m C_p \Delta T}{H} \quad (14)$$

jossa  $\dot{m}_s$  höyryn massavirta,  $\text{kg s}^{-1}$

$\dot{m}_m$  steriloitava massavirta,  $\text{kg s}^{-1}$

$\Delta T$  lämpötilan muutos, K

$H$  höyryn lauhtumisentalpia,  $\text{kJ kg}^{-1}$

Lämmönsiirtimiin perustuvissa jatkuvatoinisissa sterilointilaitteistoissa lämmitystä voidaan kuvata lämmönsiirron perusyhtälöllä (15).

$$q = UA\Delta T_m \quad (15)$$

jossa  $\Delta T_m$  logaritminen lämpötilaero, K.

Lämmönsiirtimillä lämmitettäessä lämmitysaika on huomattava lämpötilaprofiileissa, mutta kuitenkin niin lyhyt ettei sitä oteta huomioon sterilointitehoa laskettaessa [1, 3, 6, 7].

#### 4.2.2 Pito

Jatkuvatoimisessa lämmönsiirtimessä pitovaiheen kesto voidaan laskea viipymääjan perusteella yhtälön (16) mukaisesti.

$$\tau = \frac{L}{u} \quad (16)$$

jossa  $\tau$  viipymäaika, s

$L$  pito-osan pituus, m

$u$  etenemisnopeus putkessa,  $\text{m s}^{-1}$ .

Pito-osan sterilointiteho voidaan viipymääjan perusteella laskea yhtälön (11) mukaisesti.

Jatkuvatoimisessa sterilointilaitteistossa tulee ottaa huomioon dispersion vaikutus sterilointitehokkuuteen. Dispersion vaikutusta kuvaamaan on olemassa yhtälöt (17) ja (18).

$$Da = \frac{k_d L}{u} \quad (17)$$

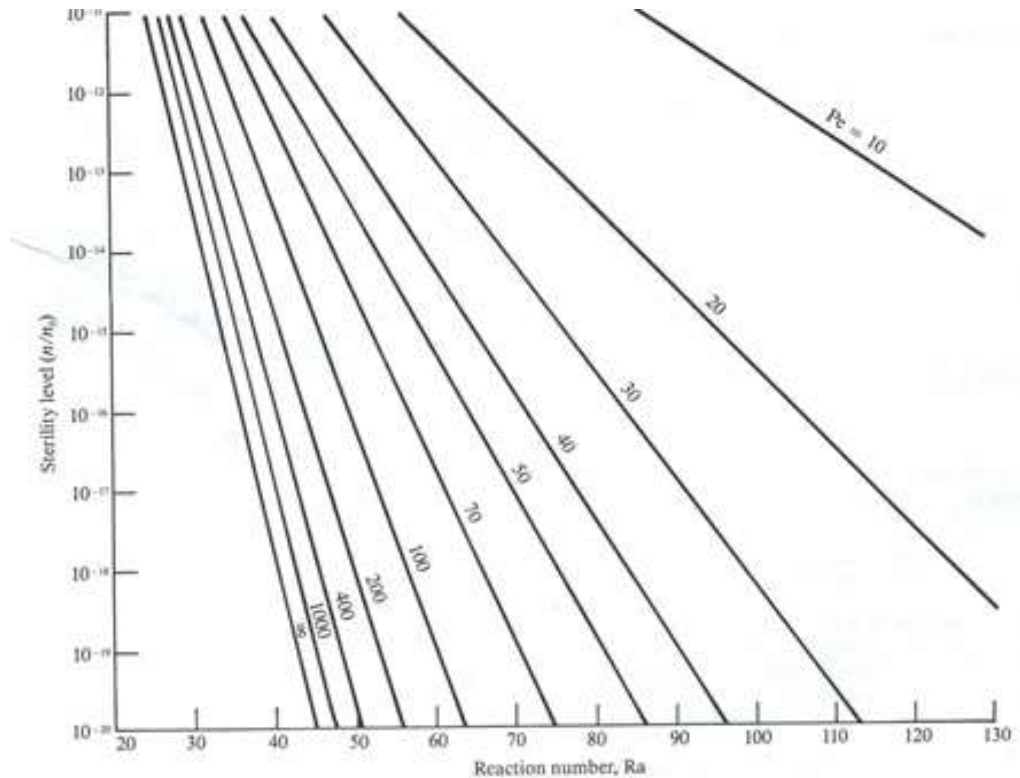
jossa  $Da$  Damköhlerin luku, -.

$$Pe = \frac{uL}{D_d} \quad (18)$$

jossa  $Pe$  Pecletin luku, -

$D_d$  aksiaalinen dispersiokerroin,  $\text{m}^2 \text{s}^{-1}$ .

Pecletin luvun ja Damköhlerin luvun yhteys sterilointitehokkuuteen on nähtävissä kuvasta 3 [1, 3, 5].



Kuva 3 Damköhlerin ja Pecletin luvun yhteys sterilointitehokkuuteen [4].

Kuvasta 3 nähdään että kun Pecletin luku lähestyy ääretöntä eli dispersion ollessa mahdollisimman pientä saavutetaan mahdollisimman pieni Damköhlerin luku ja sitä kautta mahdollisimman lyhyt sterilointiosan pituus. Sterilointilaitteiston suunnitellaankin niin, että niissä vallitsee mahdollisimman pieni dispersio.

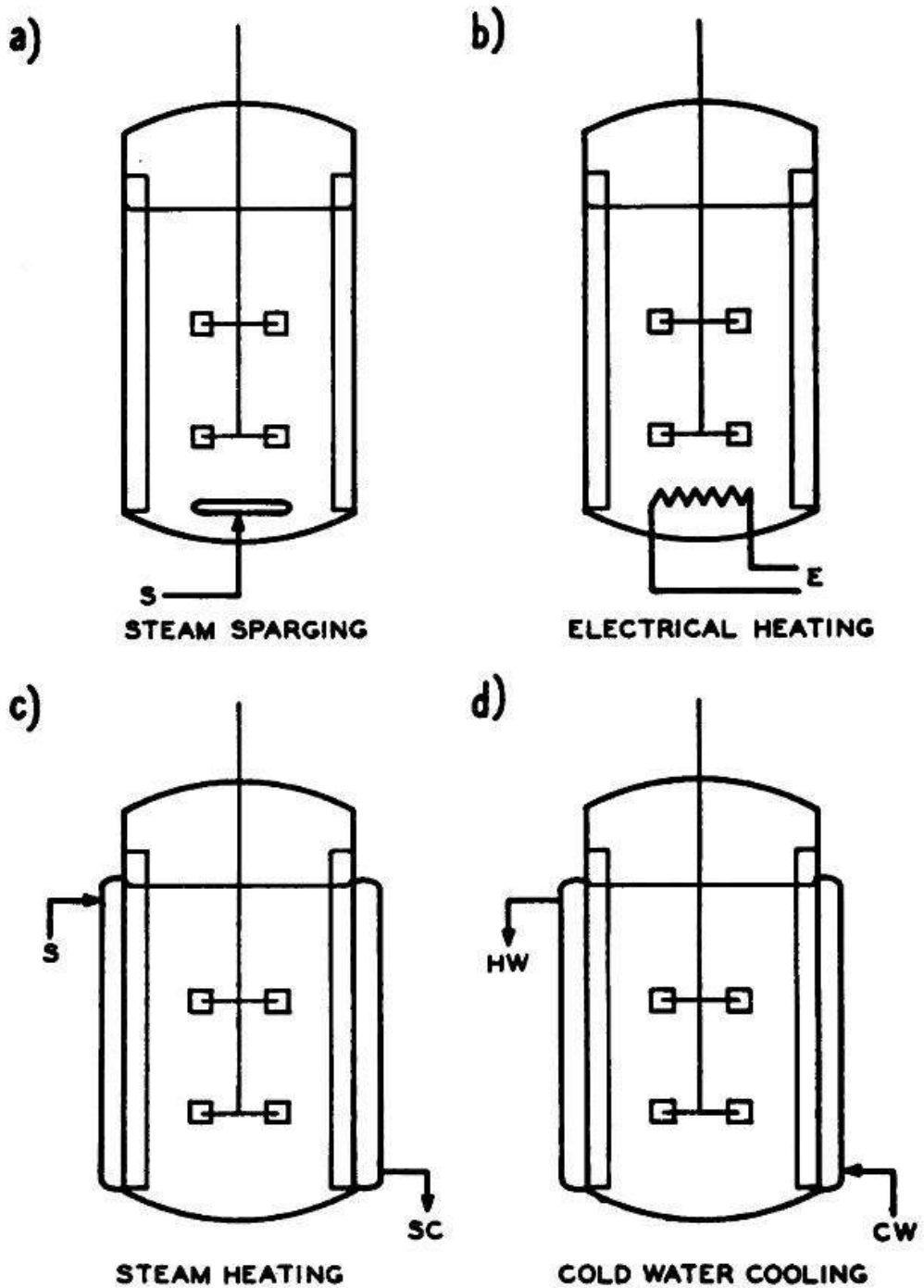
#### 4.2.3 Jäähdytys

Suorahöyrytyksellä lämmitettävät jatkuvatoimiset sterilointilaitteet jäähdytetään yleensä yhdistelmällä flash-jäähdytintä ja normaalia lämmönsiirintä. Flash-jäähdyttimen teho voidaan laskea veden haihtumislämpökapasiteetista ja lämmönsiirtimen teho yhtälön (15) mukaan. Mikäli sterilointimedia on lämmitetty lämmönsiirtimellä, se myös yleensä jäähdytetään lämmönsiirtimillä yhtälön (15) mukaan.

Jäähdytysosan sterilointiteho on lyhyen viipymääjan vuoksi niin pieni, ettei sitä yleensä oteta huomioon sterilointitehoa laskettaessa, mutta lämpö- ja energiataseita laskettaessa se on otettava huomioon.

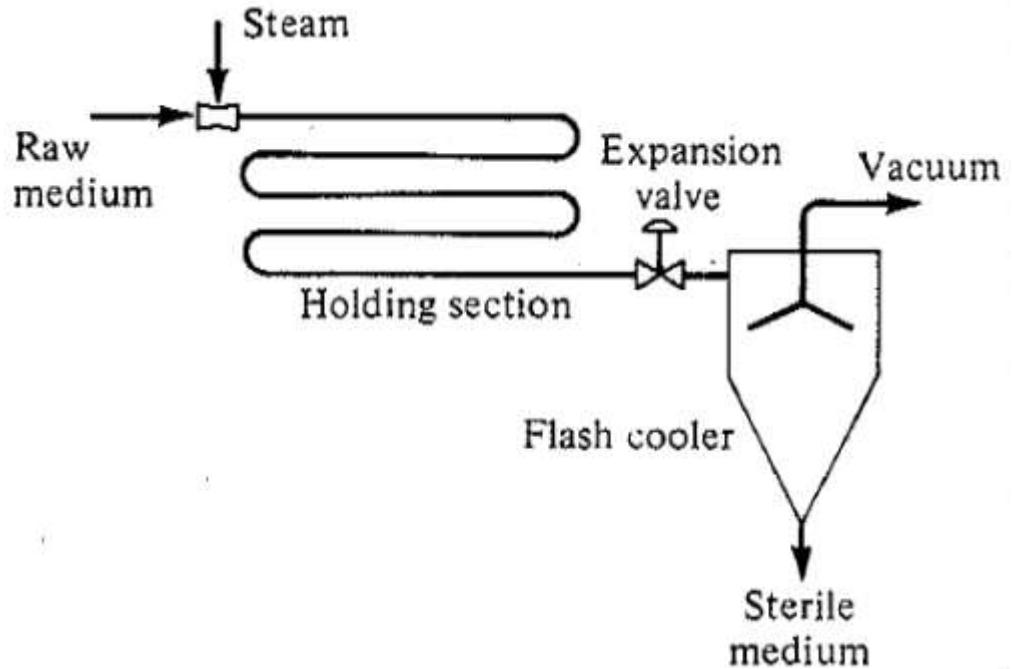
## 5 Sterilointilaitteistot

Yleisimpinä panosterilointilaitteistoina käytetään erityyppisiä paineistettuja sekoitussäiliöitä. Kuvassa 4 on esitetty yleisimpien sterilointisäiliöiden rakenteet lämmitystavan perusteella.



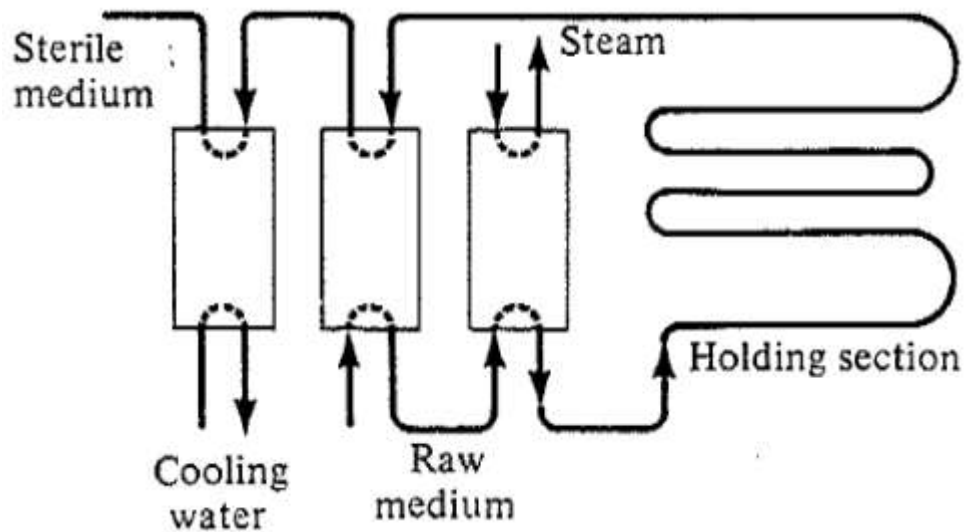
Kuva 4 Panostoimisten sterilointilaitteiden rakenne [5].

Jatkuvatoimisia sterilointilaitteistoja on käytössä kahta perustyyppiä, suora höyrytyksellä lämmitettäviä ja lämmönsiirtimillä lämmitettäviä. Kuvassa 5 on esitetty suora höyrytyksellä lämmitettävä laitteisto.



Kuva 5 Höyryn suorasyötöllä lämmitettävä jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto [4].

Kuvassa 6 on esitetty lämmönvaihtimilla lämmitettävä jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto.



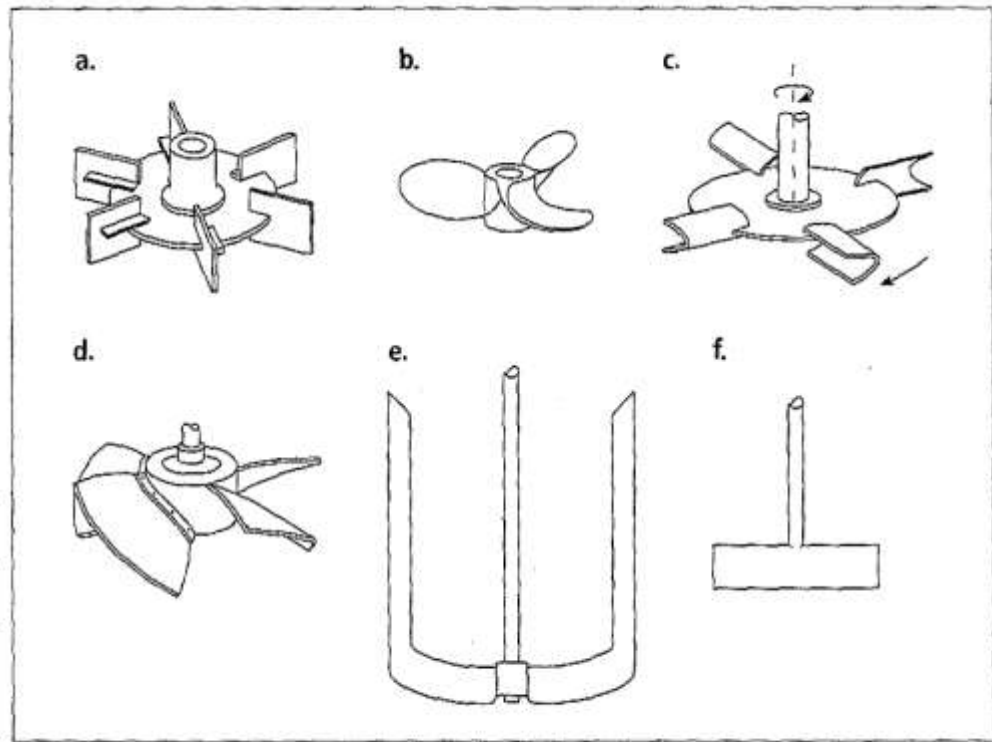
Kuva 6 Lämmönvaihtimilla lämmitettävä jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto [4].

Laboratoriomittakaavassa lämpösterilointiin käytetään yleisesti autoklaavilaitteistoa. Kuvassa 7 on esitetty moderni laboratorioautoklaavi.



Kuva 7 Autoklaavi [8].

Teollisissa prosesseissa on pienissä erissä mahdollista käyttää sterilointisäiliönä kasvatusfermentoria, jolloin selvittää ilman erillistä sterilointisäiliötä. Steriloitavat kasvatusalustat sisältävät lämpöherkkiä, hajoavia komponentteja jolloin nopea jäähditys on olennainen vaatimus sterilointisäiliölle. Suuret, kymmenien tai satojen kuutioiden kasvatusalustat steriloidaan usein useammassa erässä pienemmissä sterilointisäiliöissä ennen siirtoa kasvatusfermentoriiin. Sekoitusreaktoreissa suositetaan mahdollisimman tehokasta sekoitusta, koska liuennun hapen siirto on usein fermentoinnin rajoittava tekijä. Sekoitus pidetään mahdollisimman kovana kuitenkin niin, ettei haitallista vortex-liikettä aiheudu. Mikäli käytettävä sterilointisäiliö toimii myös fermentorina saattaa käytetyt sekoitustehot olla jopa useita kilowatteja kuutiometriä kohti. Pelkissä sterilointisäiliöissä suositetaan kustannussyistä alempia sekoitustehoja. Tyypillisesti käytettyjä sekoitintyyppisiä on esitetty kuvassa 8.



Kuva 8 a) Rushton levysekoitin, b) potkurisekoitin, c) koveramuotoinen sekoitin, d) kantosiipisekoitin, e) ankkurisekoitin, f) lapasekoitin [2].

## 6 Soveltava osa

Soveltavassa osassa tutkitaan fermentoinneissa ravinteen lähteenä käytettävän glukoosin sterilointia. Glukoosi on yleisin luonnossa esiintyvä monosakkaridi ja sitä myöten monet eliöt käyttävät sitä osana soluhengitystä.

Glukoosi on puhtaana huoneenlämmössä valkoinen jauhe. Teollisissa prosesseissa on kuitenkin saavutettavissa huomattavia etuja mikäli on mahdollista käsitellä raaka-aineita nestemäisessä muodossa kiinteän sijaan. Glukoosia on saatavilla nestemäisenä glukoosisiirappina, jonka sterilointiin tämä soveltava osa keskittyy. Glukoosisiirappi suositellaan varastoitavan 50-60 °C lämpötilassa jotta se pysyisi juoksevana [9]. Glukoosisiirapin tiheys vaihtelee massaosuuden mukaan 1,04-1,42 kg dm<sup>-3</sup> välillä. Tässä työssä glukoosisiirapin tiheytenä käytetään 1,4 kg dm<sup>-3</sup> [10]. Glukoosin ominaislämpökapasiteetti on 1217 J kg<sup>-1</sup> K<sup>-1</sup> [11]. Glukoosisiirapin voidaan olettaa olevan veden ja glukoosin 80 massaprosenttinen seos, jolloin siirapin kokonaislämpökapasiteetti on 1810 J kg<sup>-1</sup> K<sup>-1</sup>. Ominaislämpökapasiteetin oletetaan muodostuvan 80 % glukoosin ja 20 % veden

arvoista eikä liukenemisella oleteta olevan merkittävää vaikutusta siihen. Sekä veden että glukoosin ominaislämpökapasiteetti on lämpötilariippuvainen, mutta muutokset oletetaan niin pieniksi ettei niitä oteta tämän työn käsittelyssä huomioon.

Mikrobiologinen puhtaus ilmaistaan usein lisääntymiskelpoisten mikrobien lukumääränä tilavuus- tai massayksikköä kohti. Jokaisen elinkelpoisen mikrobin oletetaan voivan kasvattaa oman yhdyskuntansa. Puhtaus ilmaistaan siten CFU(colony forming unit) –yksiköissä. Glukoosisiirapin oletetaan sisältävän mikrobeja  $10^{13}$  CFU  $m^{-3}$ . Lämpöä kestävien bakteeri-itiöiden yhtälön (4) mukainen Arrhenius vakio  $k_{d0}$  on  $5,7 \cdot 10^{39} h^{-1}$  ja aktivoitumisenergia  $E_d$  on  $2,834 \cdot 10^5$  kJ  $kmol^{-1}$  [5].

### 6.1 Panossterilointi

Panossteriloinnilla on tarkoitus steriloida  $30 m^3$  glukoosisiirappia  $121 \text{ }^\circ\text{C}$  lämpötilassa syöttämällä sterilointisäiliöön suoraan kylläistä vesihöyryä. Glukoosisiirapin tavoiteltava steriilisyystaso on 1% mahdollisuus kontaminaatiolle. Sterilointiin on käytettävissä kylläistä vesihöyryä  $250 \text{ kPa}$  paineessa  $4000 \text{ kg/h}$ . Glukoosisiirappi lämmitetään  $50 \text{ }^\circ\text{C}$  lämpötilasta  $121 \text{ }^\circ\text{C}$ :een. Siirapin saavutettua tavoitelämpötilan lämmönsiirto ympäristöön oletetaan merkityksettömäksi. Jäähdytykseen on käytettävissä  $35 \text{ }^\circ\text{C}$  vettä  $85 m^3/h$ . Jäähdytys lopetetaan  $60 \text{ }^\circ\text{C}$  lämpötilaan. Jäähdytysvaipan pinta-ala on  $35 m^2$  ja kokonaislämmönsiirtokerroin  $667 \text{ W/m}^2 \text{ K}$ .  $250 \text{ kPa}$  kylläisen höyryn entalpia  $2717 \text{ kJ/kg}$  [12],  $50 \text{ }^\circ\text{C}$  glukoosisiirapin entalpia  $90,5 \text{ kJ/kg}$ . Molemmille entalpien nollassa on  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  ja  $100 \text{ kPa}$  tila. Sterilointiin käytetään kuvan 4a mukaista laitteistoa.

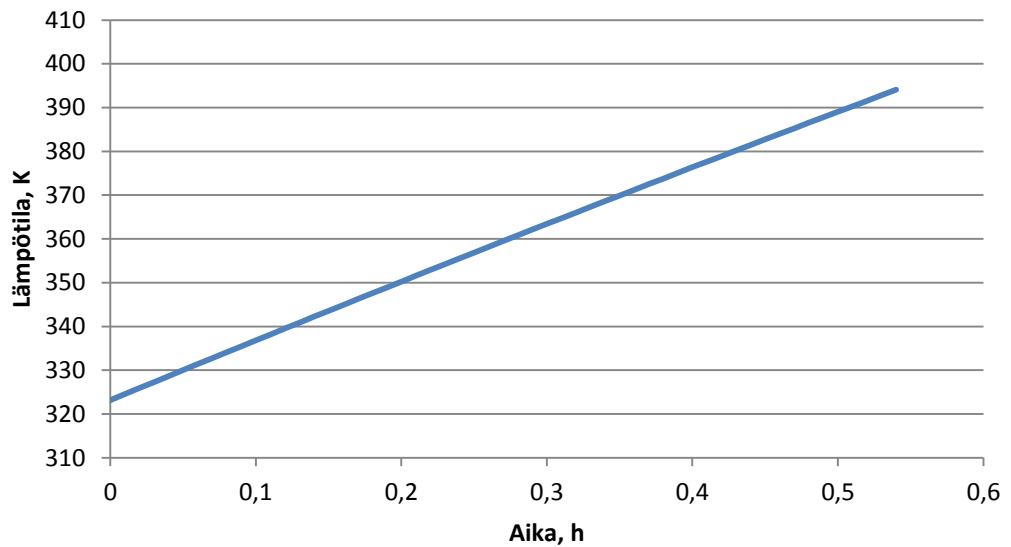
Yhtälön (5) mukaisesti tarvittavaksi sterilointityöksi saadaan  $37,9$  joka vastaa mikrobien lukumäärän suhdetta  $3 \cdot 10^{16}:1$  alku- ja lopputilan välillä.

Steriloitavan kohteen lämpötila suorahöyrytyksellä noudattaa yhtälöä (8). Sijoittamalla tunnetut ominaisuudet yhtälöön (8) saadaan yhtälön (18) mukainen lämpötilaprofiili lämmitykselle.



$$T = T_0 \left( 1 + \frac{0,427h^{-1} \cdot t}{1 + 0,0952h^{-1} \cdot t} \right) \quad (18)$$

Yhtälölle (18) on löydettävissä numeerinen ratkaisu  $t=0,54h$  kun tavoitelämpötilana on  $121\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Kuvassa 9 on esitetty steriloinnin lämmitysprofiili. Steriloitavan kohteen ominaislämpökapasiteetti kasvaa lämmityksen aikana, koska veden suhteellinen osuus mediasta kasvaa sterilointihöyryn lauhtuessa glukoosisiirapin sekaan. Muutos on kuitenkin niin pieni, ettei sitä ole huomioitu tässä laskennassa.



Kuva 9 Steriloinnin lämmitysvaiheen lämpötilaprofiili.

Sijoittamalla yhtälö (18) yhtälöön (7) saadaan yhtälö (19) josta voidaan ratkaista lämmityksen aikana tapahtuva sterilointityö.

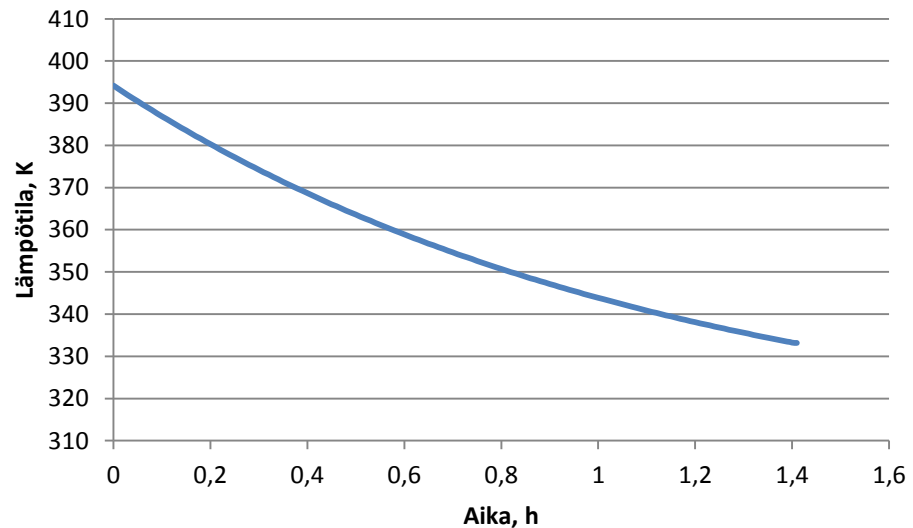
$$\nabla = k_{d0} \int_0^{0,54} e^{\left( -\frac{E_d}{R \left( T_0 \left( 1 + \frac{0,427h^{-1} \cdot t}{1 + 0,0952h^{-1} \cdot t} \right) \right)} \right)} dt \quad (19)$$

Integroimalla numeerisesti yhtälö (19) käyttämällä Octave -laskentaohjelmistoa saadaan lämmityksen sterilointityöksi 5,98.

Jäähdytysvaiheessa siirapin massa on kasvanut lauhtuneen sterilointihöyryn myötä 44160 kg:aan. Lauhtuneen höyryn myötä glukoosin massaosuus siirapista on laskenut 76%:iin. Veden kasvaneen suhteellisen osuuden myötä ominaislämpökapasiteetti on noussut 1,93 kJ/kgK:aan. Sijoittamalla tunnetut ominaisuuden yhtälöön (12) saadaan yhtälön (20) mukainen lämpötilaprofiili jäähdytykselle.

$$T = T_c \left( 1 + 0,279 \cdot e^{(-t \cdot 0,879h^{-1})} \right) \quad (20)$$

Yhtälölle (20) on löydettävissä numeerinen ratkaisu  $t=1,41h$  kun tavoitelämpötila on 60 °C. Kuvassa 10 on esitetty jäähdytyksen lämpötilaprofiili.



Kuva 10 Jäähdytyksen lämpötilaprofiili.

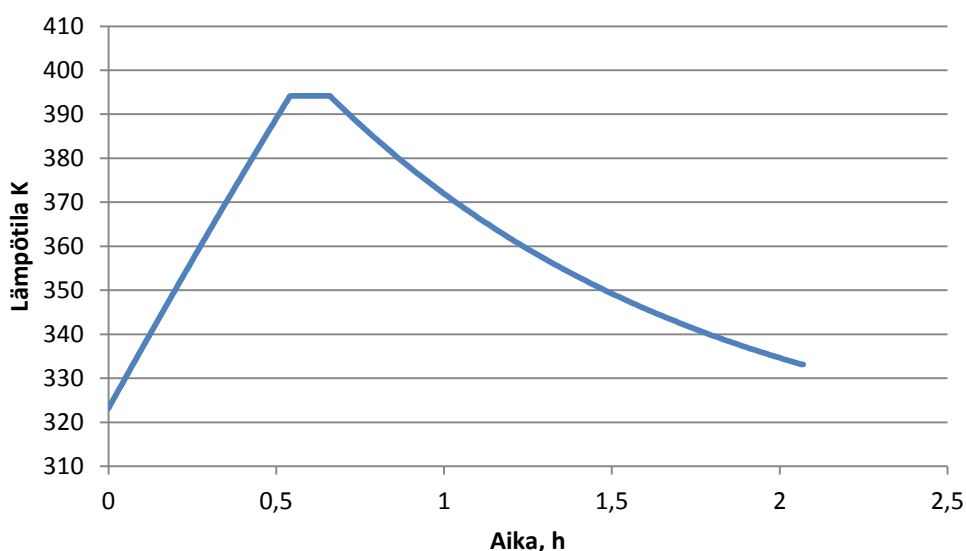
Yhdistämällä yhtälöt (7) ja (20) saadaan yhtälö (21), josta on ratkaistavissa jäähdytyksen aikainen lämpötilaprofiili tapahtuva sterilointityö.

$$\nabla = k_{d0} \int_0^{1,41} e^{\left( \frac{E_d}{R \left( T_c \left( 1 + 0,279 e^{(-t \cdot 0,879h^{-1})} \right) \right)} \right)} dt \quad (21)$$

Integroimalla numeerisesti yhtälö (21) Ocatave -laskentaohjelmistolla saadaan jäähtymisen aikaiseksi sterilointityöksi 12,11.

Pitovaiheelta tarvittava sterilointityö voidaan nyt laskea yhtälöstä (6). Pitovaiheen sterilointityöksi saadaan siten 19,85. Yhtälöstä (4) voidaan ratkaista reaktionopeusvakio  $k_d$  lämpötilassa 121 °C.  $k_d$ :ksi saadaan 164,1 h<sup>-1</sup>. Tarvittava pitoaika saadaan ratkaistua yhtälöiden (2) ja (5) mukaisesti. Tarvittavaksi pitoajaksi saadaan 0,12h.

Kuvassa 11 on esitetty lämpötilaprofiili koko steriloinnin ajalta.



Kuva 11 Steriloinnin komposiittilämpötilaprofiili.

Tässä tapauksessa steriloinnin kokonaisaika on 2,07 tuntia. Pääosa steriloinnista tapahtuu pitovaiheessa jonka kesto on ainoastaan 0,12 tuntia. Lämmitys- ja jäähtyysosat vievät 94 % kokonaisajasta ja vastaavat 48 % sterilointityöstä.

## 6.2 Jatkuvatoiminen sterilointi

Panossterilointia vastaavan kapasiteettisena sterilointivaihtoehtona käsitellään 1 m<sup>3</sup>/h steriloivaa, lämmönvaihtimilla lämmitettävää jatkuvatoimista sterilointilaitteistoa. Jatkuvatoimisen lämmönvaihtimilla toimivan sterilointilaitteiston rakenne on esitetty kuvassa 6.

Steriloitava kohde on samanlainen 80 massaprosenttinen veden ja glukoosin seos kuin panossteriloinnissakin. Glukoosisiirapissa olevien bakteerien lukumäärä ja omaisuudet ovat myös samat. Sterilointiin on käytettävissä vastaavia hyödykkeitä kuin panossteriloinnissa. Koska jatkuvatoimisessa steriloinnissa pystytään operoimaan huomattavasti lyhyemmällä sterilointiajoilla on mahdollista käyttää pitovaiheessa korkeampia lämpötiloja kuin panossteriloinnissa ilman pelkoa pohjan degeneroitumisesta. Koska käytössä on 250 kPa kylläistä vesihöyryä, sterilointiin käytetään sterilointilämpötilana 125,55 °C lämpötilaa, jolloin lämmönsiirtimissä minimilämpötilaero on 2 °C. Pito-osana käytetään DN150 putkea, jonka sisähalkaisija on 154,1 mm [13]. Vaadittava steriilisyystaso on että oletusarvoisesti yksi bakteeri selviää hengissä kolmen kuukauden operoinnissa. Tarvittavaksi sterilointityöksi saadaan siten yhtälön (5) mukaisesti 37,6. Tarvittava höyryvirta voidaan laskea yhtälöstä (14). Tarvittavaksi höyryvirraksi saadaan ilman lämmön talteenottoa 87,8 kg/h. Jatkuvatoimiset sterilointilaitteistot mitoitetaan toimimaan laminaarin virtauksen alueella, jotta vältyttäisiin dispersioiden mukanaan tuomalta sterilointiajan pitenemiseltä. Kuvasta 3 nähdään Pecletin luvun lähestyessä ääretöntä lähestytään pienintä mahdollista pitoaika steriloinnin pitovaiheessa. Tällöin virtausprofiili lähestyy ideaalia tulppavirtausta, jota voidaan käyttää oletuksena tämän työn laskennassa. Oletus on myös hyväksyttävä tässä tarkastelussa, koska työn tarkoituksena on keskittyä sterilointiolosuhteiden ja käyttöhyödykkeiden kulutukseen. Dispersiolla on vaikutus jatkuvatoimisessa steriloinnissa ainoastaan pitoaikaan ja siten pito-osan pituuteen, jolloin lämmönsiirto ympäristön kanssa oletetaan muutoinkin nolllaksi.

Sterilointilaitteistossa vallitessa vakiolämpötila yhtälö (7) yksinkertaistuu yhtälön (22) muotoon.

$$\nabla = k_d \tau \quad (22)$$

Reaktionopeusvakio  $k_d$  125,55 °C lämpötilassa voidaan laskea yhtälön (4) mukaisesti. Reaktionopeusvakioksi saadaan 440,0 h<sup>-1</sup>. Yhtälöstä (22) saadaan nyt ratkaistua pitoajaksi 0,085 h.

Glukoosisiirapin etenemisnopeus DN150 putkessa on 53,6 m/h. Yhtälöstä (16) saadaan laskettua pito-osan pituudeksi 4,58 m.

Termodynaamisista ominaisuuksista johtuen höyryn kulutus panostoimisella steriloinnilla on pienempi kuin jatkuvatoimisella steriloinnilla samalle määrälle steriloitavaa siirappia johtuen käytetystä korkeammasta sterilointilämpötilasta. Jatkuvatoimisella laitteistolla on kuitenkin mahdollista päästä pienempään höyrynkulutukseen kuin panostoimisella laitteistolla käyttämällä lämmön talteenottoa jäädytettävästä virrasta. Lämmön talteenotolla varustettu jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto on esitetty jo aiemmin kuvassa 6.

Jäädyttämällä steriloitua sokeriliuosta steriloimattomalla liuoksella saadaan lämpöenergia käytettyä hyväksi mahdollisimman tehokkaasti. Mikäli steriloitu sokeriliuos jäädytetään kuvan 6 mukaisesti lämmönvaihtimilla 35 °C saadaan lämpötila tiputettua 90,55 °C:een. Tällöin steriloimaton sokeriliuos lämpenee 85 °C:een. Tarvittavaksi höyryvirraksi saadaan siten yhtälön (14) mukaisesti 49,5 kg/h. Vastaavasti myös jäädytysveden tarve vähenee jäädytyspuolella.

### 6.3 Mitoituksien vertailu

Taulukossa I on esitetty käytetyt panossteriloinnin olennaiset, sterilointimedian ominaisuuksista riippumattomat suunnitteluparametrit.

Taulukko I Panossteriloinnin mitoitusparametrit

$\Delta$ , -	<b>h,</b> kJ/kg	<b>T, K</b>	<b>s,</b> kg/h	<b>M, kg</b>	<b>Tc, K</b>	<b>w, kg/h</b>	<b>c*,</b> kJ/kgK	<b>A, m<sup>2</sup></b>	<b>U,</b> W/(m <sup>2</sup> K)
37,9	2626	394	4000	42000	308,0	85000	4,19	35	667

Parametrejä muuttamalla voidaan päästä haluttuihin muutoksiin eri sterilointivaiheissa. Sterilointityön koon muuttaminen valitulla medialla tarkoittaisi muutosta puhtaustasossa, joten muu mitoitus tehdään halutun sterilointityön ehdoilla.

Lämmitysvaiheen tärkeimmät parametrit ovat sterilointihöyryn ja median entalpiaero ja höyryn syöttönopeus. Höyryn syöttönopeuden kasvattamisella voidaan nopeuttaa lämmitysvaihetta mikä mahdollistaa nopeammin sykliajan.

Käyttämällä korkeaenergempää sterilointihöyryä on mahdollista myös lyhentää sykliäikää. Korkeanergistä höyryä käytettäessä vesihöyryä myös lauhtuu vähemmän sterilointikohteeseen.

Jäähdytysvaiheen tärkeimmät parametrit ovat jäähdytysnesteen ominaisuudet ja määrä sekä sterilointisäiliön rakenteelliset ominaisuudet. Yleisimmin käytetty jäähdytysneste on vesi, jonka virtausnopeuteen ja lämpötilaan on yleensä mahdollista vaikuttaa.

Pitovaiheen kesto mitoitetaan lämmitys- ja jäähdytysvaiheen sterilointityön perusteella. Pitovaiheen sterilointityöhön voidaan vaikuttaa käytetyllä tavoitelämpötilalla.

Taulukossa II on esitetty käytetyt jatkuvatoimisen steriloinnin olennaiset, sterilointimediasta riippumattomat parametrit.

Taulukko II Jatkuvatoimisen steriloinnin mitoituspärametrit.

$\Delta$ , -	T, K	$m_m$ , kg/h
37,6	398,7	1400

Jatkuvatoimisessa sterilointilaitteistossa on huomattavasti vähemmän muuttuvia parametrejä sterilointityötä mitoitettaessa, koska lämmitys- ja jäähdytysvaiheiden sterilointityöt oletetaan merkityksettömiksi. Tinkimättä steriilisuuden tasosta voidaan vakiokapasiteetilla vaikuttaa ainoastaan sterilointilämpötilaan ja sitä kautta steriloinnin keston ja pito-osan pituuteen.

Sterilointihöyryn ja jäähdytysveden käyttönopeudet ovat huomattavan erilaisia panos- ja jatkuvatoimisessa steriloinnissa. Panostoiminen sterilointi käyttää hyödykkeitä ainoastaan pienen osan kokonaisajasta, mutta kulutuspiikit ovat suuria. Ilman lämmön talteenottoa jatkuvatoiminen sterilointi kuluttaa hieman enemmän höyryä kuin panostoiminen, mutta kulutus jakautuu tasaisesti koko käyttöajalle. Taulukossa III on esitetty höyrynkulutukset panos- ja jatkuvatoimisille laitteille 30 m<sup>3</sup> glukoosiravinteen sterilointiin.

Taulukko III Höyryn kulutus 30 m<sup>3</sup> glukoosiravinteen sterilointiin panos- ja jatkuvatoimisilla sterilointilaitteilla.

Laitteisto	Höyry määrä, kg
Panossterilointi	2160
Jatkuvatoiminen sterilointi ilman lämmön talteenottoa	2630
Jatkuvatoiminen sterilointi lämmön talteenotolla	1480

Jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto mahdollistaa jäähdytysvaiheessa suhteellisesti suuremman lämmönsiirtopinta-alan käytön sekoitussäiliön käyttöön verrattuna, jolloin on mahdollista selvittää pienemmällä jäähdytysveden kulutuksella kuin panossteriloinnissa, vaikka kokonaisjäähdytystyö onkin suurempi. Mikäli jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto on varustettu lämmön talteenotolla laskee myös höyryn kulutus alle panossteriloinnin ja mahdollistaa siten pienemmät käyttökustannukset.

## 7 Yhteenveto

Työssä verrattiin panostoimisen ja jatkuvatoimisen sterilointilaitteiston mitoitusta glukoosialustalle ja sterilointiin tarvittavia hyödykemääriä. Bioprosessien sterilointimenetelmät ovat hyvin monimuotoiset. Panossterilointi pitää paikkansa yksinkertaisen toteutuksensa ja joustavuuden myötä. Panossterilointilaitteiston tulee kuitenkin olla kahdennettu, jotta jatkuvatoiminen operointi on mahdollista toisen sterilointisäiliön ollessa steriloitumassa. Laitteiston kahdennus tuo myös luotettavuutta järjestelmään, koska toisen sterilointisäiliön ollessa käytössä on mahdollista suorittaa huoltotoimenpiteitä toisessa laitteistossa.

Jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto voi tarjota huomattavia säästöjä hyödykekäytöissä, mahdollistaa automatisoidumman toiminnan, helpottaa laitteistokäytön suunnittelua ja mahdollistaa toistettavien olosuhteiden ylläpitämisen. Haittapuolena sillä on kuitenkin monimutkaisempi rakenne ja mahdollisten vikaantumisten myötä koko prosessin katkeaminen. Jatkuvatoiminen sterilointi on helpompi kuorma myös käyttöhyödykejärjestelmille, koska sekä jäähdytys- että lämmityskuormat ovat tasaisen pienet eikä näin aiheuta suuria piikkikuormituksia.

Vaikka jatkuvatoiminen sterilointilaitteisto mahdollistaa pienemmät käyttöhyödykekulutukset tulisi tarkemmassa vertailussa lähestyä asiaa kokonaistaloudellisuuden kannalta. Olemassa olevien laitteiden hyötykäyttö ja mahdollisesti tarvittavat investoinnit voivat olla ratkaisevia tekijöitä kokonaisuuden kannalta.



## Lähteet

1. Bailey J. E., Ollis D. F., *Biochemical Engineering Fundamentals*, 2<sup>nd</sup> ed., McGraw Publishing Company, 1986, s. 442, 586-595.
2. Aittomäki E., Eerikäinen T., Ojamo H., Suominen I., von Weymarn N., *Bioprosessitekniikka*, WSOY, 2002, s. 137-144.
3. Dutta R., *Fundamentals of Biochemical Engineering*, Ane Books India, 2008, s. 198-220.
4. Atkinson B., Mavituna F., *Biochemical engineering and biotechnology handbook*, Stockton Press, 1991, s. 817-823.
5. Deindoerfer F. H., Humphrey A. E., Analytical Method for Calculating Heat Sterilization Times, *Applied Microbiology*, 7(1959), 4, s. 256-264
6. Rao D. G., *Introduction to Biochemical engineering*, McGraw Publishing Company, 2010, s. 116-139.
7. Coulson J. M., Richardson J. F., Sinnott, R. K., *Coulson & Richardson's Chemical Engineering, Vol 6*, 3<sup>th</sup> edition, Butterworth Heinemann, 1999, s. 60-132.
8. Priorclave,  
<http://www.priorclave.co.uk/prodStart.aspx?&prodCode=PS%2fQCS%2fEV100>, viitattu 9.4.2011.
9. Blends glucose syrup, [www.blendsltd.co.uk/\\_includes/docs/IHscI9.pdf](http://www.blendsltd.co.uk/_includes/docs/IHscI9.pdf), viitattu 9.4.2011
10. Nordic Sugar,  
[http://www.nordicsugar.com/fileadmin/Industri\\_PDF/SUK\\_funk\\_fakta\\_sheet/VOLUME.pdf](http://www.nordicsugar.com/fileadmin/Industri_PDF/SUK_funk_fakta_sheet/VOLUME.pdf), viitattu 9.4.2011.
11. National Institute of Standards and Technology,  
<http://webbook.nist.gov/cgi/cbook.cgi?ID=C492626&Mask=2>, viitattu 9.4.2011.
12. Keskinen K., *Kemian laitetekniikan taulukoita ja piirroksia*, Otatieto, 2004.
13. The Engineering Toolobox, Carbon, Alloy and Stainless Steel Pipes,  
[http://www.engineeringtoolbox.com/asm-steel-pipes-sizes-d\\_42.html](http://www.engineeringtoolbox.com/asm-steel-pipes-sizes-d_42.html), viitattu 9.4.2011.