Sammenfatning protesebasismaterialer

## *- opgavesammenfatning*

# Hårdning/afbinding af protesebasismateriale

* Varmepolymerisering
* Koldpolymerisering
* Lyspolymerisering
* Varmeformende

# Krydsbinding:

En krydsbinding er en binding, der forener en polymer med en anden og dermed danner et netværk.

Stof som kan krydsbinde med PMMA: dimetacrylater (BisGMA)

Krydsbinding fører til:

* Højere molekylevægt (🡪 øget slagstyrke)
* PMMAkuglernes opløselighed i MMA nedsættes (mærkelig konsistens. Evt for hård)
* Resistens mod fraktur.

# Varmpolymeriseret PMMA

Konventionel:

* + MMA-væske og PMMA-pulver med benzoylperoxid BPO (polymeriserer ved opvarmning, da benzoylperoxid bliver til et radikal)

Forstærkning af varmpolymeriseret PMMA:

* Faseforstærket: tilsætning af gummi:
  + Polymeriserer med PMMA eller danner gummikugler selv
  + 🡪 øget slagstyrke (revneudbredelse hæmmes når revnen når gummiet)
* Fiberforstærket: fx glas
  + Øget slagstyrke og andre egenskaber
  + Kan give ru og vævsirriterende overflade.

Info:

* Indeholder mindre ureageret monomer.
* Størst resistens for udmatning.
* Bedre binding til plasttand.

# Koldpolymeriseret PMMA

Blanding af benzoylperoxid med tertiær aromatisk amin ved stuetemp 🡪 radikal, som kan initiere processen.

Rebasering skal ske på model. Ellers allergiudvikling.

Slagbrud: anvend koldpolymeriseret PMMA til reparation

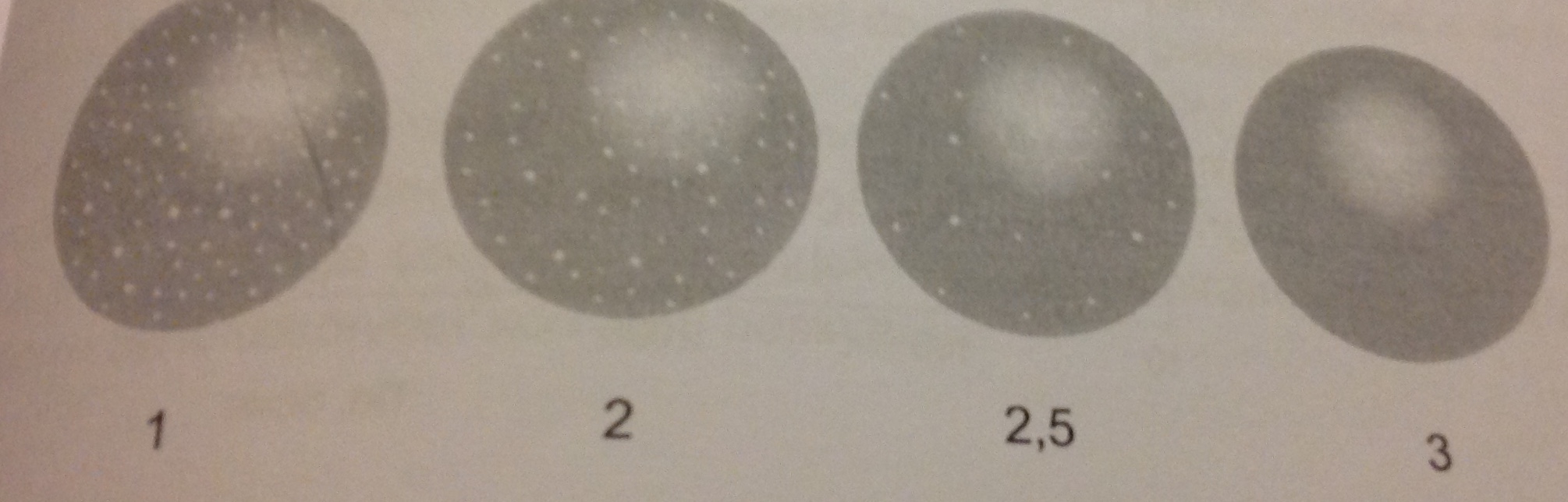
Udmatningsbrud: anvend ikke koldpolymeriseret PMMA.

Ulemper ifht varmpolymeriseret:

* **Ringere styrkeegenskaber** (sker mere udmatningsbrud)
* Øget **risiko for udløsning af allergi** eller irritation af slimhinden (dvs mere restmonomer)
* Fæstet i methacrylatbaserede protesetænder med koldpolymeriseret PMMA er ringere, hvilket skyldes voksrester på protesetænderne (plasttænder sidder dårligere fast)

**Reperationer eller rebasering med koldpolymeriserende PMMA:**

* Foretages med overtryk på 2 atmosfære 🡪 mindsker risikoen for **kontraktionsdefekter**
* Tryk dannes i trykbeholder påsat 3 atmosfærtryk
* Billede 3: ingen defekter.

****

# Protesetænder

Porcelæn:

* Fordel:
  + Høj æstetik
* Ulemper:
  + 8 x lavere TEK end protesebasismateriale 🡪 spalter
  + Stort antagonistslid
  + Større vægt
  + Stor risiko for fraktur af porcelænstand
  + Ingen binding til protesebasismateriale

Plasttænder:

* Slides mere.
* Binder til protesebasismateriale
* Lavet ved varmpolymerisation (derfor god styrke)

Spalter mellem porcelæntænder og protesebasismaterialer:

* Manglende kemisk binding mellem tand og protesebasismateriale
* 8 x lavere TEK end protesebasismateriale.

Ingen spalter mellem plasttand og protesebasismaterialer:

* Kemisk binding mellem tand og protesebasismaterialer:
  + Skabes ved at indgnide plasttænder i monomer (MMA)
  + Skabes ved ingen voksrester.
* Ca. samme TEK som protesebasismateriale

# Rebaseringsmateriale

Forbedrer den aftagelige proteses pasform, hvis der er sket ændringer i formen af de strukturer i munden der understøtter protesen eller som ligger tæt op ad protesen. Resorption af processus alveolaris.

Inddeling:

* Hårde:
  + Permanent løsning (samme som varmpoly)
* Bløde
  + Permanente:
    - Plastiske polymerer som er formbare ved mundtemperatur (dårlig holdbarhed – optag af vand bl.a)
  + Temporære:

Direkte rebasering:

* Koldpolymeriserende PMMA lagt på protesen.
* Den indføres derefter i munden og trykkes på plads.
* Efter færdig afbinding er hulrummet udfyldt.
* Risiko:
  + Irritation af mukosa
  + Allergi pga monomerrest

# Fraktur af akrylproteser

To årsager til fraktur:

* Slagbelastning
* Udmatning (hyppigst):
  + Udgår fra kærvsnit

Sprødt materiale (side 17)

**Udmatningsbrud kan undgås ved:**

* Deformeres så lidt som muligt
  + Kongruens
  + Dimensionering af basis
  + Balanceret artikulation og okklusion
* Formindsk kærvsnit
  + Protesekantens udformning anteriort ved læbebånd (bred og afrundet)
  + Plasttænder (mindre spaltedannelse)
  + Polering
  + Krakelering = revneudbredelse (anvend derfor: krydsbundet PMMA og plasttænder)

# Slagstyrke

**Slagstyrke – glat overflade: tabel 2**

a. Faseforstærket (størst)

b. Varmpolymeriseret

c. Koldpolymeriseret (mindst)

Dem med lav slagstyrke = sprøde materialer.

# Glat protese

**Fordele:**

* Mindsker plakakkumulering og giver dermed bedre hygiejne
* Mere behagelig for patienten føles glat og behagelig.
* Mindsket risiko for udmatningsbrud (kærvsnit)
* Mindsket risiko for slagbrud
* Færre mikrorevner

# Strukturfejl

* Krakelering
* Mikrospalter (mellem tænder og basismateriale)
* Kraftig underpolymerisering
  + Eugonolen hæmmer plast, og dermed afbindes der ikke ordentligt
* Porøsitet:
  + **Kogeporøsitet:** Opstår når acryldej polymeriserer ved en temperatur der er højere end kogepunktet for MMA. MMA’en koger og bliver til gas, hvilket skaber porøsiteter. Disse porøsiteter ses som sfæriske porer.
  + **Skrumpeporøsitet:** Opstår på grund af kontraktion under polymerisation. Disse porøsiteter ses som uregelmæssigt-formede porer, med størst koncentration længst fra den ikke-porøse del af protesen.
  + **Blandeporøsitet:** Opstår når acryldej ikke indeholder nok MMA. Ses som uregelmæssige finporøse øer af varierende størrelse i normalt udseende masse.

# Kontraktion

1. Polymerisationskontraktion
   1. Polymer: 20\*1/(3/1,20 + 1) = **5,7 volumen% = 1,9 lineær%**
   2. BEREGNING GIVER IKKE MENING, MEN DEN STÅR I BOGEN
2. Termisk kontraktion:
   1. Protesebasismateriale kontraherer **0,4 %** mere end alm. gips 🡪 for lille protese, hvis gipsens størrelse svarede til kæbensstørrelse.
   2. Udregnes:
      1. forskel i TEK \* 100-37 \* 100 %

Væsken som kontraherer.

**Lyspolymeriseret** proteser kontraherer mindre grundet mindre opvarmning

**Varmformet** udviser stor termisk kontraktion

**Kompensation for 1,9 lineær% kontraktion:**

* Pakke cuvetten med acryldej i overskud.
* Cuvetten udsættes for et vertikalt tryk på 3-5 ton.
* Pakkeoverskuddet i cuvetten sikrer at cuvetten er udfyldt med acryldej.
* Acryldejen komprimeres under efterfølgende opvarmning pga. forskel i termisk ekspansionskoefficient mellem gips og acryldej:
  + Acryldejen prøver at ekspandere (inden polymeriseringen er indtrufftet), men dette hindres af gipsen der omslutter acryldejen, og dermed skabes et overtryk i dejen. Hvis den hindrede ekspansion netop er 1,9 lineær%, bliver acryldejen spændingsfri efter polymerisation.

**Kompensation for termisk kontraktion:**

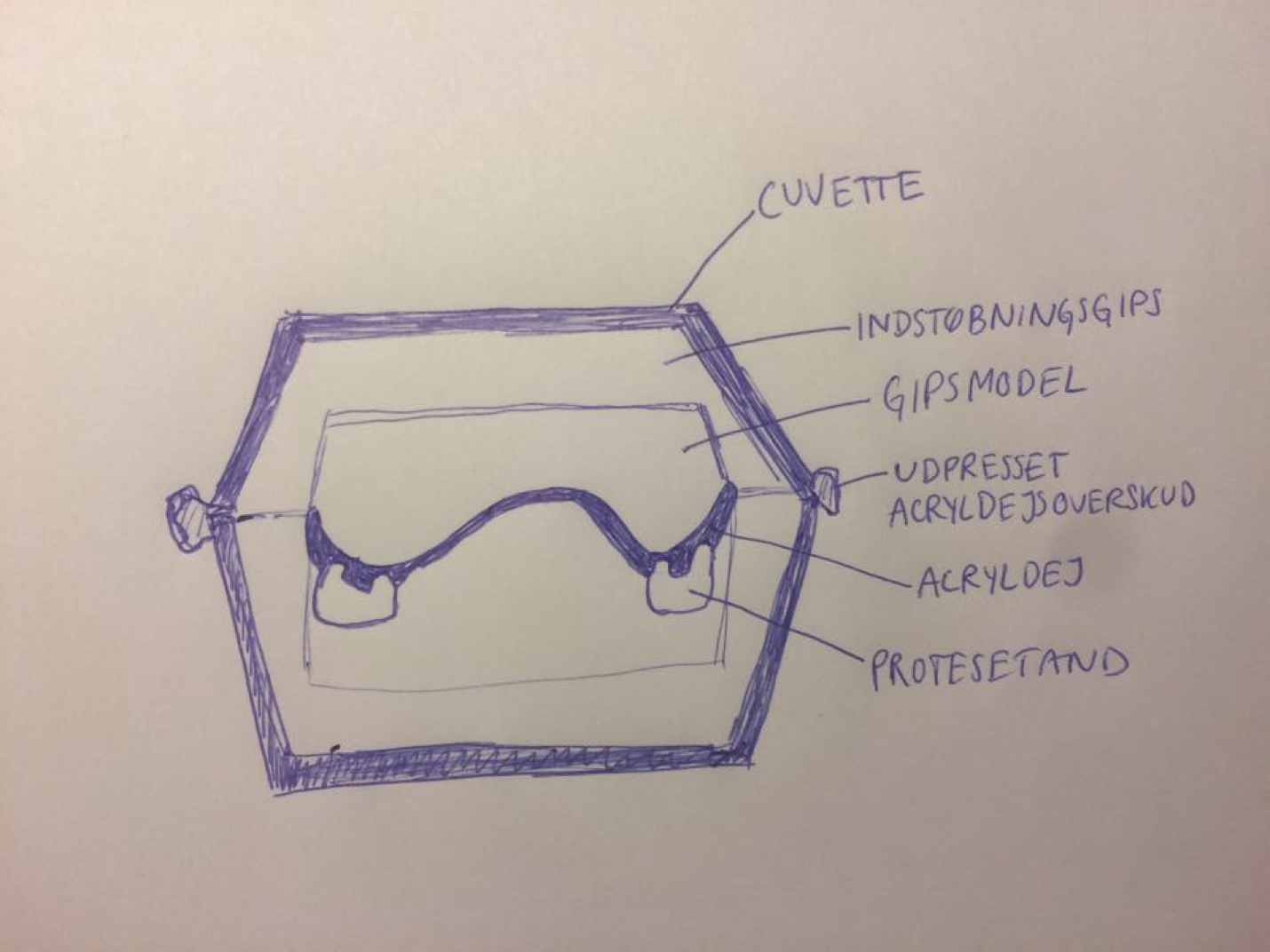
* Anvendelse af specialhårdgips med stor afbindingsekspansion 0,5 %

**Hindring af gips afbindingsekspansion:**

Aftryksmaterialet i skeen udøver en modstand mod gipsens ekspansion, denne modstand afhænger af:

1. Aftryksmaterialets E-modul (jo højere, desto mere modstand)
2. Tykkelse af aftryksmaterialet (jo tykkere, desto mere modstand)

# Protesekyvette med indstøbte protese

****

# Retention – helkæbeprotese

**Overkæbe helprotese:**

Initiale retentionsstadium: randventil

Adapterende retentionsstadium:

* **Kongruens:**
  + stor kongruens 🡪 lille afstand 🡪 kapillar adhæsion (vandets overfladespænding)
* **Viskositet af saliva:** 
  + Tygning: kort varigt træk. Retentionen opretholdes, da strømningshastighed af væske er passende langsom.
  + Derfor: øget viskositet 🡪 øget retention:
    - Mucin øger viskositet
    - Protese adhæsiv øger viskositet

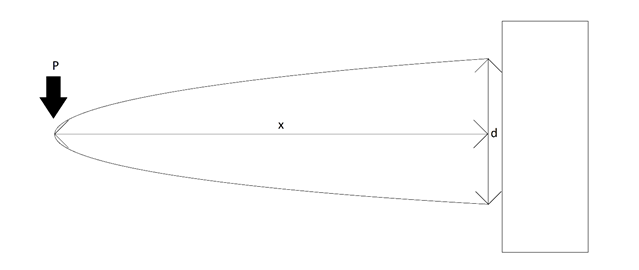
**Randventil:**

* Dorsal vulst dannes ved: radering på gipsmodellen.
* Vulst deformerer mucosa, da denne er blød og eftergivelig i starten.
* Ophører efter ca. 1 mdr.

# Retention – partiel protese

**Bøjlegren:**

* Bøjlegren skal formes som kubisk parabel:
  + Lige stor spænding i alle dele af bøjlen

****

Bauschingereffekten: belastning af bøjle må ikke overskride elasticitetsgrænsen (ellers plastisk deformering). Man kan øge elasticitetsgrænsen ved denne effekt (se almen del.)

**Bøjlens bestanddele:**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | **Cr-Co-legering** | **Type IV**  Højædle guldlegeringer  (uhærdet tilstand) |
| **Elasicitetsgrænse** | **650 MPa** | 400 MPa |
| **Elasticitetsmodul** | **220 GPa** | 105 Gpa |
| **Duktilitet** | 6 % | **25 %** |
| **Vickershårdhed** | **3,5 GPa** | 1,6 GPa |

**Høj hårdhed:** → sværere at pudse med bor (cr-co svær at pudse)

Der er en lineær sammenhæng mellem hårdhed og elasticitetsgrænse 🡪 større kraft for permanent at deformere materialet, i de ønskede dimensioner, fx formen på en bøjlegren.

**Lille duktilitet:** plastiske deformation kan kun blive lille og man kan hurtigt knække materialet (cr-co)

**Bøjler til akrylprotese (provisorisk)**

* Rustfrit stål

**Bøjler til langtidsprotese**

* Crom-bolt

**Öwallbøjle:**

* Guld (lavest elasticitetsmodul 🡪 mindst retentionskraft/fjederkraft)

# Fremstilling af helprotese:

1. Aftryk til studiemodel
2. Fremstilling af individuel aftryksske
3. Masteraftryk
4. Fremstilling af mastermodel
5. Fremstiling af registreringsplastron
6. Sammenbidsregistrering
7. Tandopstillingsplastron
8. Tandopstilling
9. Prøve af tandopstilling
10. Indstøbning i cuvette
11. Åbning af cuvette
12. Fjernelse af plastron og voks
13. Akrylpakning
14. Polymerisering af protese
15. Aflevering
16. Kontrol

For lille helkæbeprotese – ulemper:

* **Tryksår** på de bukkale dele af processus alveolaris hvor disse er stejlest og hvor protesen har størst bredde
* **Nedsat retention**, da den bliver flyttet fra underlaget af trykket på de bukkale skråflader af processus.

# Individuel aftryksske til protese

Krav:

* Skeen skal være stiv, dvs. ueftergivelig
* Skeen skal være **passende rummelig**, således at den ikke rammer processus alveolaris
* Skeen skal være underekstenderet – dvs. at skekanterne skal ligge inden for grænsen af den bevægelige og den ubevægelige slimhinde
* Skeen skal sikre retention af aftryksmaterialet
* Typisk fremstilles skeen i koldpolymeriseret acrylat eller termoplastisk materiale.
* Skeen bør være **mindst 2 mm tyk**
* Skeens øverste kant sv.t. processus alveolaris gøres tyk, og skal være helt plan, for at øge stivheden af skeen.
* ikke udvise distorsion.

# Modelstøbning:

Ifht aftryk til mastermodel.

Retvendt:

* aftrykket vender nedad (ligger øverst)
* kan ende med at aftrykket løftes fra den øverste del (proc. alveolaris)

Omvendt:

* Gipsen afbinder, mens aftryksmaterialet vender opad (ligger nederst)
* Voksplader i siden og glasplade forneden. Sikrer at gipsens vægt ikke deformerer aftrykket og dermed udstøbningen.
* Fremstilling af en helprotese.

# Plastron:

Grund til at fremstille plastron:

1. Fastlægge bidhøjde (registreringsplastron) – man kan føre den ind i munden på patienten og den kan sættes tilbage på modellen.

2. Isætte tænder, som man ønsker de skal sidde (tandopstillingsplastron)

**Materialer i plastron:**

* En basisplade (termoplastisk materiale)
* Forstærkningstråd som består af galvaniseret jerntråd
* Bidvold, som fremstilles af rød pladevoks

# Polymerisering

**Kogepolymerisering (varmpoly)**

1. Indledende forpolymerisering (20 til 70 grader i 60 minutter)
2. Opvarmes til 100 grader i løbet af 15 minutter hvorefter temperaturen opretholdes konstant ved 100 grader i 60 minutter.
3. Afkøling til stuetemperatur foregår langsomt (mindsker dannelsen af termiske spændinger)

Der bør undgås at opvarme for hurtigt eller til en for høj temperatur, da temperaturen centralt i akryldejen herved bliver højere end kogepunktet for MMA, hvorefter der dannes porøsiteter.