



Norges miljø- og  
biovitenskapelige  
universitet

Masteroppgave 2017 30 stp  
Fakultet for realfag og teknologi (RealTek)

## **3D-skanning og 3D-printing som metode for produksjon av prøvehylser til overekstremiteter**

3D-scanning and 3D-printing as a method for  
production of test sockets for upper extremities

Kristine Falk Gabrielsen  
Maskin, Prosess- og Produktutvikling (MPP)



## Forord

Oppgaven er gjennomført som en del av masterprogrammet i Maskin, prosess- og produktutvikling ved fakultet for realfag og teknologi ved NMBU. Det er gjennomført våren 2017 og har et omfang på 30 studiepoeng.

Bakgrunnen for oppgaven er et ønske om å benytte 3D-skanning og 3D-printing innen ortopedifaget. Det er i oppgaven sett på bruk av 3D-printing til produksjon av prøvehylser til armamputasjoner. Den tradisjonelle metoden er tidkrevende og kan være belastende for pasienten.

Masteroppgaven inneholder en undersøkelse av hvilke 3D-skannere og 3D-printere som kan være aktuelle, en vurdering av hvilke materialer som kan benyttes, en styrketest av en protesehylse, en test av tre prototyper med forskjellig materiale og 3D-printermetode og en tids- og kostnadsanalyse.

Den første delen av oppgaven beskriver terminologi, grunnleggende anatomi og biomekanikk og den tradisjonelle metoden å produsere proteser og prøvehylser. Deretter er relevante 3D-printermetoder, en produktspesifisering og konseptgenerering beskrevet. Den siste delen av oppgaven omfatter en test av 3D-printede prøvehylser, tids- og kostnadsanalyse og miljøkrav før rapporten avsluttes med en konklusjon.

Rapporten kan brukes av de som ønsker å få en innføring i protesetilpasning og utvikling av prøvehylser. Det kreves ingen forkunnskaper om ortopedi, 3D-skannere eller 3D-printere for å lese denne oppgaven. For å få fullt utbytte av kapitlene som omfatter materialvalg og styrkeberegninger kreves kunnskaper på ingeniørnivå.

Det rettes en stor takk til intern veileder ved NMBU, førsteamanuensis Geir Terjesen og eksterne veiledere ved HiOA, førsteamanuensis Terje Gjølvaag og høgskolelektor Inger-Marie Starholm. Det rettes også en takk til testpasient Line Linstad og ortopediingeniørene ved Sophies Minde Anne-Margrethe F. Gjøra, Heidi Lyrstad, Lennart Jonsson, Rune Nilsen, Anders Dahler og Øyvind Merkesvik. En takk gis også til ingeniør ved HiOA Roger Hansen og studentene ved ortopediingeniørlinjen ved HiOA. Til slutt rettes det en takk til leverandører av 3D-printere og 3D-skannere for gode svar og til bedriftene som 3D-printet prototypene.

.....  
Kristine Falk Gabrielsen

Ås, mai 2017

## Sammendrag

Den tradisjonelle metoden å produsere prøvehylser til proteser på innebærer en gipsavstøpning av amputasjonsstumpen før oppvarmet, gjennomsiktig termoplast trekkes over gipsavstøpningen ved hjelp av vakuum. Prosessen tar lang tid og krever at pasienten besøker klinikken flere ganger før prøvehylsen er klar. Målet med oppgaven er å avdekke om 3D-skanning og 3D-printing kan lønne seg tids- og kostnadmessig som metode for produksjon av prøvehylser til overekstremiteter, samtidig som det gir et godt sluttprodukt.

Oppgaven omfatter en grunnleggende forklaring av anatomen og biomekanikken i armen. Videre er den tradisjonelle metoden for produksjon av proteser og prøvehylser studert. Kravene til prøvehylser og 3D-printere er avdekket og det gis en presentasjon av aktuelle 3D-skannere og 3D-printere. Det er gjort en vurdering av hvilke materialer som egner seg og hvilke 3D-skannere og 3D-printere som kan være aktuelle.

3D-skanning av en pasients amputasjonsstump er utført, og tre 3D-printede prøvehylser er produsert og testet på pasienten. Det er gjort en tids- og kostnadsanalyse av hvorvidt det kan lønne seg å bruke 3D-skanning og 3D-printing som metode for produksjon av prøvehylser før resultatene til slutt presenteres og diskuteres.

Sammenlignet med tiden det tar å produsere en prøvehylse på tradisjonell måte tar 3D-printing av prøvehylser for lang tid. Tiden det tok å 3D-printe en prøvehylse til en kort underarmsstump varierte mellom 3 og 18 timer, avhengig av 3D-printermetode. Trekking av tilsvarende prøvehylser på tradisjonell måte tar omtrent 1 time, inkludert avkjøling av platen og at gipsen slås ut. Sluttresultatet ved 3D-printing er ikke like godt som ved tradisjonell metode da materialene ikke er tilstrekkelig gjennomsiktige etter 3D-printing og noen av 3D-printermetodene ikke gir tilstrekkelig god overflatekvalitet. En del av 3D-printerne og materialene som benyttes er dyre sammenlignet med utstyret og materialene som brukes ved tradisjonell metode. Så lenge aktuelle 3D-printere er like dyre som nå, er de ikke konkurransedyktige når det kommer til pris.

Materialet som benyttes bør være en termoplast for at funksjonen skal være lik som hos en tradisjonell prøvehylse. Av termoplastene vurdert i oppgaven, er det PC som er mest aktuell. Med termoplast som materiale må 3D-printeren være en FDM/FFF-printer. Ulempen med en slik printer er at den gir dårligere gjennomsiktighet og overflatekvalitet sammenlignet med en tradisjonell prøvehylse. Programvarene som benyttes av ortopediingeniører ved 3D-skanning av pasienter er for det meste utviklet for underekstremiteter. For at 3D-skanning og 3D-printing skal bli en foretrukket metode å bruke ved produksjon av prøvehylser til overekstremiteter må materialene, 3D-printerne og programvarene utvikles spesielt til dette formålet.

## Abstract

Test sockets for prosthesis have traditionally been produced by first making a plaster cast of the residual limb then a transparent sheet of plastic has been formed over the plaster model with use of vacuum. The process is time consuming and requires several visits to the clinic for the patient before the test socket is ready. The purpose of this thesis is to reveal if 3D-scanning and 3D-printing can be a time and cost efficient way of producing good quality test sockets.

The thesis includes a basic explanation of the anatomy and biomechanics in the upper limb. Furthermore, the traditional production methods for prosthesis and test sockets are studied. The requirements for test sockets and 3D-printers is determined, and a presentation of relevant 3D-scanners and 3D-printers is given. An evaluation is done with regard to which materials, 3D-scanners and 3D-printers that are suitable.

A 3D-scanning of a patient's residual limb has been done, and three 3D-printed test-sockets are produced and tested on the patient. A time and cost analysis is performed to see if 3D-scanning and 3D-printing can be an effective way of producing test sockets. In the end, the results are presented and discussed.

3D-printing of test sockets are too time consuming compared to the traditional method. The time it took to 3D-print a test socket for a short, below elbow amputee varied from 3 to 18 hours, depending on the 3D-printing method applied. Correspondingly, production of a test socket in the traditional way, using a plastic sheet, takes about 1 hour, including cooling of the plastic and destroying the plaster cast. The result obtained when using a 3D-printer is not as good as when using the traditional method. The materials are not sufficiently transparent after 3D-printing and some of the 3D-printing methods do not give a good enough surface quality. Some of the 3D-printers and the material required are expensive compared to the equipment and materials used traditionally. As long as 3D-printers are as expensive as they are today, they are not competitive when it comes to price.

In order to obtain the same functions as a traditional test socket, the material used should be a thermoplastic one. Of the materials evaluated in this thesis, PC is the most relevant one. The 3D-printer must be FDM/FFF to be able to use thermoplastic. The disadvantage using FDM/FFF is that it gives bad transparency and surface quality compared to a traditional test socket. The software used by prosthetists when 3D-scanning a patient is mostly developed for use with lower extremities. To make 3D-scanning and 3D-printing the preferred method to produce test sockets for upper extremities, both the materials, 3D-printers and software should be developed for this purpose specifically.

# Innhold

Forord .....	II
Sammendrag .....	III
Abstract .....	IV
1. Innledning .....	1
1.1. Bakgrunn .....	1
1.2. Problemstilling .....	1
1.3. Prosjektbeskrivelse .....	2
1.4. Eksisterende løsninger .....	2
1.5. Markedsbehov og potensiale .....	3
2. Prosjektplan .....	4
2.1. Prosjekt målsettinger .....	4
2.1.1. Prosjektets hovedmål .....	4
2.1.2. Prosjektets delmål .....	4
2.2. Tids- og arbeidsplan med milepæler .....	4
2.3. Begrensninger for arbeidet .....	6
3. Metodebeskrivelse .....	7
3.1. Terminologi og symboler .....	7
3.1.1. Terminologi .....	7
3.1.2. Symbolliste .....	9
3.2. Metodebruk .....	10
3.3. Løsningsverktøy .....	11
3.4. Kvalitetssikring .....	12
4. Teori og bakgrunnskunnskap .....	13
4.1. Anatomi .....	13
4.2. Biomekanikk .....	16
4.3. Produksjon av proteser .....	21
4.4. Prøvehylsen .....	22
4.5. Armen i en sosiokulturell setting .....	24
5. Produktspesifisering .....	26
5.1. Kravspesifikasjon .....	26
5.2. Produktmålsetting .....	26
5.3. Rangering av produkt egenskaper .....	26
5.4. Metrisk grovspeifisering for produktet .....	28

5.5.	Tidlig kostnadsvurdering .....	29
6.	3D-skannere .....	31
7.	3D-printing.....	36
7.1.	Typer 3D-printing.....	36
7.2.	Oversikt over aktuelle 3D-printere .....	38
8.	Konseptgenerering .....	47
8.1.	Funksjonsanalyse for prøvehylsen.....	47
8.2.	Vurdering av materialer .....	47
8.3.	Vurdering av 3D-printere .....	58
8.4.	Vurdering av 3D-skannere.....	69
8.5.	Prototyper .....	70
8.6.	Påkjenninger .....	72
8.6.1.	Situasjon 1 – Armen henger rett ned. Protesen, med enderedskap, er festet på kondylene .....	72
8.6.2.	Situasjon 2 – Armen er løftet rett opp med enderedskapet på enden .....	75
9.	Test av prototyper .....	78
9.1.	Målsettinger for testingen .....	78
9.1.1.	Testens hovedmål .....	78
9.1.2.	Testens delmål .....	78
9.2.	Valg av testpopulasjon.....	78
9.3.	Innhold og form på testskjemaet .....	78
9.4.	Resultater og resultattolkning .....	86
9.4.1.	3D-skanning av pasient og digital modellering.....	86
9.4.2.	Svar på brukeropplevelsesskjema del 1 og 2.....	87
9.4.3.	Test av 3D-printede prøvehylser .....	88
9.4.4.	Svar på brukeropplevelsesskjema del 2 og 3.....	89
9.4.5.	3D-skanning av gipspositiv .....	93
10.	Tids- og kostnadsanalyse .....	97
10.1.	Tidsanalyse .....	97
10.2.	Kostnadsanalyse.....	99
11.	Miljøkrav og resirkulering .....	105
12.	Resultater og diskusjon .....	106
13.	Konklusjon, videre arbeid og anbefalinger .....	111
13.1.	Konklusjon.....	111
13.2.	Videre arbeid og anbefalinger.....	111

---

14.	Referanser.....	113
15.	Vedlegg .....	122



# 1. Innledning

Innledningen gir en oversikt over bakgrunnen for oppgaven, problemstillingen, prosjektbeskrivelsen og hvilke løsninger som allerede eksisterer.

## 1.1. Bakgrunn

Ved produksjon av proteser blir det først laget en prøvehylse, som skal være grunnlaget for innerhylsen i protesen. Prøvehylsen hjelper ortopediingeniøren med å se hvilke justeringer som må gjøres for at protesehylsen skal sitte optimalt. Den vanligste måten å lage en prøvehylse på er å ta en negativ gipsavstøpning av stumpen. Avstøpningen brukes til å støpe en positiv gipsmodell av pasientens stump. Gipsmodellen korrigeres ved å legge til eller fjerne gips slik at stumpen får trykk og avlasting på de riktige stedene. En plate av termoplast varmes opp og trekkes rundt gipsmodellen før overflødig plast kuttes og slipes vekk. Pasienten kommer tilbake til klinikken for å teste prøvehylsen, som justeres slik at den passer optimalt. Hele eller deler av prosessen må ofte gjøres flere ganger per pasient for å få et godt resultat (Starholm 2017b). En detaljert beskrivelse av hvordan en prøvehylse produseres ved hjelp av gipsavstøpning er forklart i kapittel 4.4.

Hensikten med oppgaven er å finne ut om det tids- og kostnadmessig kan lønne seg å bruke 3D-skanning og 3D-printing som metode ved produksjon av prøvehylser til overekstremiteter fremfor den tradisjonelle metoden. I tillegg må det undersøkes om den nye metoden kan gi like bra eller bedre sluttresultat enn tradisjonell metode.

Problemer med den tradisjonelle metoden som gjør at det er hensiktsmessig å utføre en undersøkelse på emnet er at det tar lang tid å produsere en prøvehylse. Pasienten må komme til klinikken flere ganger før den er klar. Det lages fysiske modeller underveis i produksjonen av proteser som tar mye plass å lagre. Dersom en modell blir ødelagt underveis i prosessen må hele eller deler av prosessen begynne på nytt igjen. Å bruke gips for å lage en modell av stumpen kan være grisete og føles ubehagelig for pasienten.

Med bakgrunn i problemene ved den tradisjonelle metoden å lage prøvehylser på er det et ønske fra ortopediingeniører å undersøke om 3D-skanning og 3D-printing kan benyttes som alternativ metode for produksjon av prøvehylser. Institutt RealTek ved NMBU ønsker å styrke fagkunnskapen innenfor materialvalg, 3D-printing og biomekanikk og vil derfor bidra til å initiere denne masteroppgaven.

## 1.2. Problemstilling

Vil det lønne seg tids- og kostnadmessig å bruke 3D-skanning og 3D-printing som metode ved produksjon av prøvehylser til overekstremiteter, samtidig som det gir et godt sluttprodukt?

### 1.3. Prosjektbeskrivelse

Oppgaven skal omfatte følgende punkter:

- En litteraturstudie som gir grunnleggende kunnskap om anatomi, biomekanikk, proteser og prøvehylser for overekstremiteter. Prøvehylsens funksjon og krav skal avdekkes.
- En oversikt over aktuelle 3D-skannere
- En oversikt over 3D-printemetoder og aktuelle 3D-printere
- Styrketest av protesehylse
- Utvikling av 3D-printet prøvehylse
- Testing av 3D-printet prøvehylse
- En analyse som tar for seg effektivitet når det gjelder tid og kostnad ved bruk av 3D-skanner og 3D-printer
- Drøfting av fordeler og ulemper ved bruk av 3D-skanning og 3D-printing som metode for å utvikle prøvehylser til overekstremiteter
- Evaluering av resultat

### 1.4. Eksisterende løsninger

CAD/CAM-systemer er teknologi som benyttes innenfor forskjellige fagfelt. Produkter designes og produseres ved hjelp av et dataprogram. Et eksempel kan være å benytte et 3D-modelleringsprogram for å tegne en del til en motor (CAD-delen). Når delen er ferdig designet kan datafilen sendes over til en CNC-maskin (CAM-delen). Ved hjelp av programvaren konstruerer CNC-maskinen den designede delen, kontrollert av dataprogrammer (Autodesk 2017).

For denne oppgaven vil CAD/CAM-systemet inneholde tre elementer, hvor teknologien til alle tre eksisterer. Først vil en 3D-skanner benyttes slik at en eksakt kopi av stumpen blir lagt inn i et 3D-modelleringsprogram. Deretter vil det bli gjort justeringer i dette programmet. Når modellen er ferdig designet blir den sendt til en 3D-printer, som produserer prøvehylsen. Selv om de tre forskjellige teknologiene eksisterer er det usikkert om de er godt nok utviklet til å sammen kunne produsere prøvehylser som tilfredsstillende gir krav.

Rodin 4D er en bedrift som selger komplette CAD/CAM-løsninger til ortopedisk bruk. Det innebærer 3D-skanner, programvare for modellering og produksjonsmaskiner i form av CNC-maskin eller 3D-printer. På nettsiden deres er det mulig å se hva kunder synes om produktene deres, men ingen nevner 3D-printeren med et ord (Rodin4D 2016b). Det er kun 3D-skanneren og CNC-maskinen som får skryt. I tillegg er det ingen av kundene som nevner å ha brukt utstyret til overekstremiteter. Det er nevnt på nettsiden at 3D-printeren er spesialisert til underekstremiteter og at den kan brukes til produksjon av prøvehylser, men det er ikke funnet noen klinikker som bruker den til dette formålet. Vorum, en leverandør av 3D-skannere til ortopedisk bruk, kunne via mail fortelle at noen av deres kunder har begynt å teste 3D-printing av prøvehylser, men at det ikke er kommersielt enda (Smyth 2017).

Kapittel 6 gir en oversikt over et utvalg av 3D-skannere med tilhørende egenskaper og pris. Forskjellige metoder å 3D-printe på er beskrevet i kapittel 7.1 og oversikten i kapittel 7.2 viser egenskapene og pris på et utvalg av 3D-printere som finnes på markedet.

## 1.5. Markedsbehov og potensiale

Det er i ortopedimiljøet gitt uttrykk for at det er et ønske utenfra å benytte mer «moderne» utstyr, som for eksempel 3D-printere. Det er derfor et ønske fra ortopediingeniører at det gjøres en undersøkelse på emnet for å se om det kan benyttes til produksjon av prøvehylser. I dagens samfunn er det gjennom medier gitt et bilde av at «alt» kan lages bedre med en 3D-printer. Med et slikt bilde er det viktig å gjennomføre undersøkelser og tester.

## 2. Prosjektplan

Hensikten med kapittelet er å sette rammer for prosjektet. For å ha kontroll på arbeidet er det laget en arbeidsplan med milepæler og det er gjort rede for hvilke begrensninger som er satt for oppgaven.

### 2.1. Prosjektmålsettinger

Det er satt følgende hovedmål og delmål for prosjektet.

#### 2.1.1. Prosjektets hovedmål

Å avdekke om 3D-skanning og 3D-printing kan lønne seg tids- og kostnadmessig å bruke som metode for produksjon av prøvehylser til overekstremiteter samtidig som det gir et godt sluttprodukt. Prosjektets rapport skal utformes slik at den dekker relevante emner og trinn i prosessen.

#### 2.1.2. Prosjektets delmål

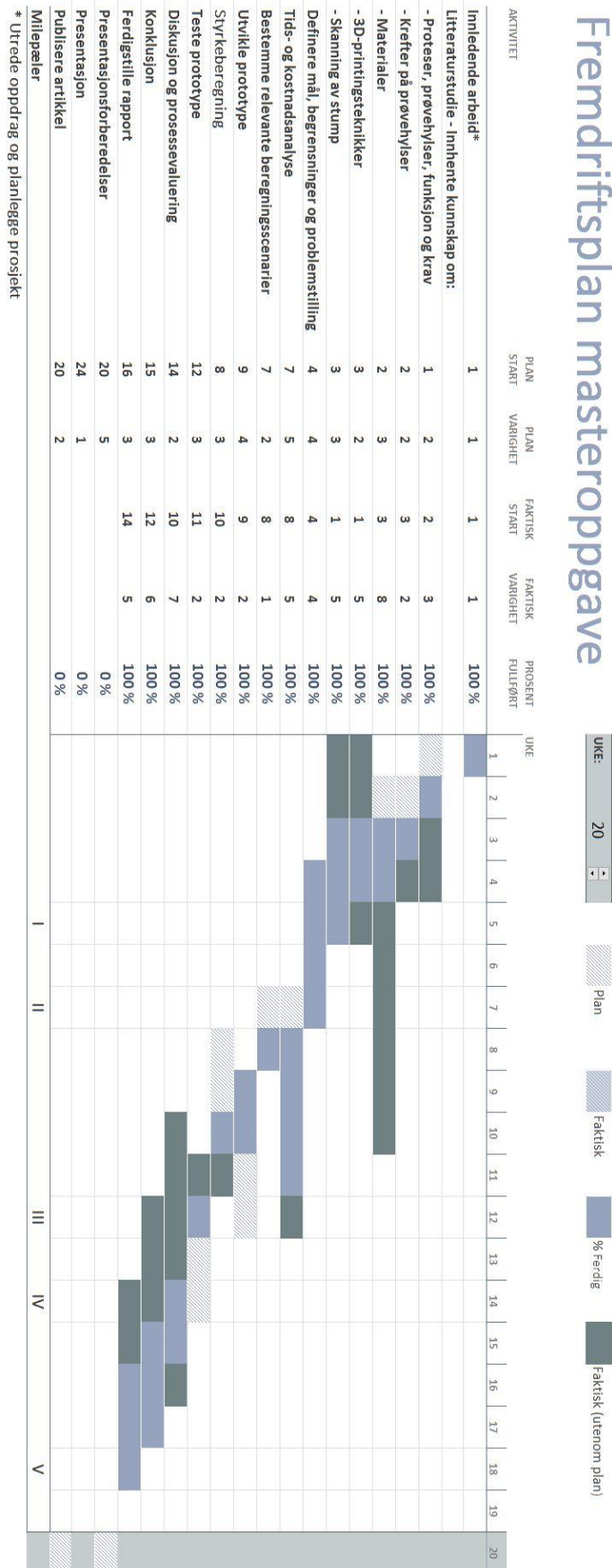
Delmålene er markert som milepæler i arbeidsplanen.

- I. Å gjennomføre en litteraturstudie med relevante emner
- II. Å definere mål, begrensninger og problemstilling
- III. Å utvikle en prototype
- IV. Å teste prototype
- V. Å ferdigstille og levere rapport

### 2.2. Tids- og arbeidsplan med milepæler

Det er satt opp et planleggings skjema som illustrerer prosjektets tids- og arbeidsplan på neste side (Figur 2-1). Skjemaet er delt inn ukesvis der estimert og faktisk start- og sluttidspunkt for oppgavene er ført opp. Planleggings skjemaet viser hovedaktivitetene og milepæler for prosjektet. Forklaring av planleggings skjema er beskrevet i kapittel 3.2.

# Fremdriftsplan masteroppgave



Figur 2-1. Fremdriftsplan for prosjektet med markeringer for milepæler.

### 2.3. Begrensninger for arbeidet

For å kunne gjennomføre oppgaven innen gitt tid og for å sette videre rammer for prosjektet er det satt følgende begrensninger for arbeidet:

- Det er kun sett på et utvalg av 3D-skannere og 3D-printere som kan være aktuelle.
- Prototypene er laget med 3D-printere som passet inn i budsjettet. Det er ikke testet prøvehylser med alle 3D-printermetodene.
- Test av prøvehylser er gjort på kun én pasient da budsjettet ikke tillot å 3D-printe til flere pasienter.
- Materialene som benyttes ved 3D-printing er sammenlignet med bare ett av materialene som brukes til produksjon av protesehylser.
- Det er ikke gjort en sammenligning av 3D-skannernes programvarer.
- Tiden en ortopediingeniør bruker på å lage en prøvehylse er ikke tatt med i beregningen av kostnader i kapittel 0.
- Styrketesten er utført på en protesehylse av akryl istedenfor på en 3D-printet prøvehylse.
- Styrketesten er utført i SolidWorks.

### 3. Metodebeskrivelse

Kapittelet gir en oversikt over terminologi og symboler brukt i rapporten, samt metodiske og teknologiske fremgangsmåter brukt i prosjektet.

#### 3.1. Terminologi og symboler

##### 3.1.1. Terminologi

Terminologi som kan være ukjent er forklart i Tabell 3-1. Begrepene/forkortelsene er sortert alfabetisk.

Tabell 3-1. Terminologi

Begrep/forkortelse	Forklaring
3D	Tredimensjonal
Biokompatibel	Et materiale som kan forenes med ben og vev i kroppen uten å bli avstøtt (Selvig 2009)
Boa-lukkesystem	Et lukkesystem for lisser hvor lissene går i bestemte baner og strammes og løsnes ved hjelp av en knapp som skrur istedenfor en knute.
CAD	Computer-Aided Design (Autodesk 2017). Design ved hjelp av en datamaskin.
CAM	Computer-Aided Manufacturing (Autodesk 2017). Produksjon ved hjelp av en datamaskin.
Carpus	De åtte uregelmessige knoklene i håndroten. (Holck 2015b)
Clavcula	Kragebenet. (Taylor 1955)
CNC	Computer Numerical Control (Datamaskinbasert numerisk styring)
Cytotoksitet	Et stoff eller en påvirkning som skader en celle. (Brøgger 2015)
Disartikulasjon	Amputasjon gjennom et ledd. (AmputeeCoalition 2008)
Distal ende	Fjern, lengst unna kroppens midtlinje/sentrum. (Holck 2015a)
DPI	Dots Per Inch
Ekstensjon	Utstrekking. (Holck 2009a)
Falanger	Fingerknoklene. (Holck 2015b)
Fleksjon	Bøyning. (Holck 2009b)

Begrep/forkortelse	Forklaring
Humerus	Overarmsbenet. (Taylor 1955)
Interfalangealledd	Ledd mellom fingerknoklene. (Starholm 2015a)
Interhoracoscapulær amputasjon	Amputasjon av hele armen, inkludert scapula og clavicula. (Starholm 2015a)
Kondylene	Leddknoke, en rund fortykket leddende. For eksempel i albueleddet. (Holck 2009c)
Kosmetisk protese	En passiv protese som likner den delen som er amputert. (NorskTekniskOrtopedi 2016b)
Metacarpals	Mellomhåndsknoklene. (Holck 2015b)
Myoelektrisk	En protese som styres av muskelsignaler som fanges opp av elektroder på utsiden av huden. (NorskTekniskOrtopedi 2016a)
Negativ modell av stump	En modell/form som kan tres utenpå stumpen
Nekrose	Lokal celle- og vevsdød. (Roald 2017)
Ortose	Et ortopedisk hjelpemiddel i form av en støtteskinne eller bandasje. En ortose benyttes ved skader i bevegelsesapparatet. (Mæhlum 2009)
Overekstremitet	Samlebegrep på overarm, underarm og hånd (Holck 2015c)
PC	PolyCarbonate (Polykarbonat)
PETG	PolyEthylene Terephthalate Glycol-modified (Polyetylentereftalat glycolmodifisert) (Locker 2017)
Photogrammetry	Vitenskapen om å ta mål fra fotografier. (Walford 2007)
Photopolymer	Plastmateriale som ved utsettelse for lysstråler, for eksempel UV-lys, herdes. (Photopolymer u. å.)
PLA	PolyLactic Acid (Polymelkesyre)
PMMA	Poly Methyl MethAcrylate (Polymetylmetakrylat).
Positiv modell av stump	En modell/kopi av stumpen
Proksimal ende	Nærme kroppens midtlinje/sentrum. (Kåss 2017)
Pronasjon	Dreining av hånden slik at håndflaten vender nedover (ved bøyde albue) eller bakover (ved strake albue) (Holck 2009d)
Radius	Underarmsben – spolebenet, på tommelsiden. (Taylor 1955)
Resin	Harpiks. (Stori 2009)



Begrep/forkortelse	Forklaring
Scapula	Skulderbenet. (Taylor 1955)
Stl-fil	STereoLithography-filformat
Structured light technology	Det sendes ut lys i et bestemt mønster som brytes når det treffer et objekt. Informasjon om hvordan mønsteret brytes gis til en programvare som tegner objektet digitalt. (WillowWood 2016a)
Supinasjon	Dreining av hånden slik at håndflaten vender oppover (ved bøyd albue) eller fremover (ved strak albue). (Kåss 2009)
Transhumeral amputasjon	Amputasjon gjennom overarmen
Transradial amputasjon	Amputasjon gjennom underarmen
Ulna	Underarmsben – albubenet, på lillefingersiden. (Taylor 1955)
Underekstremitet	Samlebegrep på lår, legg, kne og fot (Holck 2015c)
USP Class VI	United States Pharmacopeias class VI. Materialer som tilfredsstiller kravene har gjennomgått tester som viser at de ikke er giftige. Slike materialer kan brukes til medisinsk utstyr. (Holland 2013)
UV	UltraViolet (Ultrafiolett)

### 3.1.2. Symbolliste

Symbolene som er brukt i rapporten er beskrevet i Tabell 3-2. Symbolene er sortert etter betydning og deretter når de opptrer i oppgaven.

Tabell 3-2. Symbolliste

Symbol	Betydning	Enhet
$M_x$	Moment om X	Nmm
$B_1$	Kraften til biceps	N
$G_1$	Tyngden av underarmen	N
$W_1$	Tyngden av et objekt	N
$W_2$	Protesens tyngde i tillegg til en masse som løftes	N
$F_y$	Krefter i y-retning	N
$R_1$	Reaksjonskraften i albueleddet	N

Symbol	Betydning	Enhet
$R_2$	Reaksjonskraften ved albueleddet	N
$R_3$	Reaksjonskraften gjennom skulderleddet	N
$F_1$	Kraften mellom stump og protesehylse	N
$F_2$	Kraften mellom stump og protesehylse	N
$S$	Skjærkraft mellom stump og protesehylse	N
$R_{F_3,S}$	Resultantkraft mellom $F_3$ og $S$	N
$l_1$	Avstanden mellom $R_1$ og $B_1$	mm
$l_2$	Avstanden mellom $R_1$ og $G_1$	mm
$l_3$	Avstanden mellom $R_1$ og $W_1$	mm
$l_4$	Avstanden mellom $R_2$ og $F_1$	mm
$l_5$	Avstanden mellom $R_2$ og $W_1$	mm
$l_6$	Avstanden mellom $R_3$ og $F_2$	mm
$l_7$	Avstanden mellom $F_2$ og $W_1$	mm
$E_{PC}$	Elastisitetsmodul til PC	MPa
$E_{Akryl}$	Elastisitetsmodul til Akryl	MPa

### 3.2. Metodebruk

Ved å bruke Work Breakdown Structure (Engebretsen 2012) er prosjektets større arbeidsoppgaver delt inn i mindre og mer oversiktlige aktiviteter. Arbeidsoppgavene er systematisert i et planleggingsskjema.

#### PLANLEGGINGSSKJEMA

Skjemaet som brukes for å illustrere prosjektets planlegging i kapittel 2.2 er et Gantt-skjema (Gantt u. å.). I Gantt-skjemaet vises aktivitetene som horisontale søylediagram langs en tidsakse. Skjemaet inneholder:

- Hva de forskjellige aktivitetene er
- Estimert tidsbruk for hver aktivitet
- Faktisk tidsbruk for hver aktivitet
- Hvor aktivitetene overlapper
- Start- og sluttid for hele prosjektet
- Milepæler

## LITTERATURSTUDIE

Det er utført en tradisjonell litteraturstudie. Det vil si at det er innhentet kunnskap for å få en bred forståelse og oversikt over feltet (Øvern 2014). Litteraturstudien danner det teoretiske grunnlaget for oppgaven. Informasjon er hentet fra bøker, kompendium, artikler, videoer og diverse nettsider.

## PRAKTISK TEST AV PROTOTYPE

Det er utført en test av prototypene som ble utviklet i underveis i prosjektet. Brukeropplevesskjemaer til pasienten og ortopediingeniørene som utførte testen er utviklet for å få svar på relevante spørsmål.

### 3.3. Løsningsverktøy

#### **SolidWorks 2015 – Student 23.5.0.81**

SolidWorks er brukt som 3D-modelleringsverktøy for å designe, visualisere og simulere prøvehylser tredimensjonalt i tillegg til en styrketest av protesehylse.

#### **Microsoft Office 2016**

MS Word 16.0 er brukt for rapportering og interne notater.

MS Excel 16.0 er brukt for å fylle ut planleggingsskjemaet.

MS PowerPoint 16.0 er brukt for å lage figurer til rapporten.

#### **EndNote X7.7**

EndNote er et referansehåndteringsverktøy som er brukt som tilleggsfunksjon i Microsoft Word.

#### **CES Edupack 2016 – 16.1.22**

CES Edupack er en programvare som inneholder en materialdatabase. Programmet er brukt som oppslagsverk for materialer.

#### **OMEGA Tracer**

OMEGA Tracer er en programvare som er spesialdesignet for ortopediingeniører. Programmet er brukt til modellering av 3D-skannet amputasjonsstump og gipspositiv.

## **Autodesk Meshmixer**

Autodesk Meshmixer er en programvare som brukes for modellering av stl-filer. Programmet er brukt til modellering av en 3D-skannet gipspositiv.

## **PreForm**

PreForm er en programvare som hører til 3D-printerne til FormLabs. Programmet er brukt til å estimere tiden det vil ta å 3D-printe en test-prøvehylse.

### 3.4. Kvalitetssikring

#### **KVALITETSSIKRING AV RAPPORT**

Rapporten er korrekturlest og alle figur-, tabell- og formelnummereringer sammen med sidetall og referanser er sjekket flere ganger. Det er kontrollert at alle symbolene som er brukt er med i symbollisten. Det er brukt en mal for rapporten og alle utregninger er kontrollert.

#### **KVALITETSSIKRING AV PRODUKT**

Kravspesifikasjonene som er lagt til grunn for prosjektet er gitt av «arbeidsgiver» og har blitt diskutert og tolket sammen med fagpersoner. Det er utført en test av tre prototyper med forskjellig materiale og produsert med forskjellige metoder.

## 4. Teori og bakgrunnskunnskap

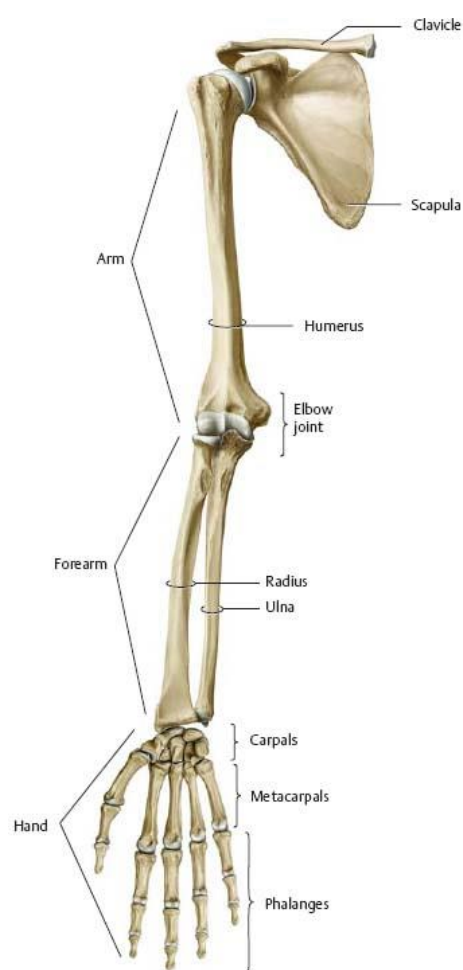
Kapittelet inneholder fem delkapitler som sammen er viktig for å få en total forståelse av overekstremitetene og deres funksjon, samt hvorfor en ny metode for produksjon av prøvehylser kan være nødvendig. Det gis en forenklet forklaring av anatomen og biomekanikken i overekstremitetene i tillegg til en beskrivelse av hvordan en protese og en prøvehylse produseres på tradisjonell måte. Til slutt blir armen i en sosiokulturell setting drøftet.

### 4.1. Anatomi

#### NORMAL OPPBYGGING OG FUNKSJON

I anatomen er ordet *arm* forbeholdt delen mellom skulder og albue. Delen mellom albuen og håndleddet kalles *underarm*. Armen og underarmen er bygget opp av følgende ben: Clavicula (kragebenet), scapula (skulderbenet), humerus (overarmsbenet), ulna (underarmsben – albubenet, på lillefingersiden) og radius (underarmsben – spolebenet, på tommelsiden) (Taylor 1955) (Figur 4-1).

Hånden er delt inn i de tre delene, håndrot, mellomhånd og fingre og består av til sammen 27 knokler. De åtte uregelmessig formede knoklene i håndroten kalles *carpus* og er ordnet i to rader (Holck 2015b). Den nederste raden danner et ledd med *radius* i underarmen. Den øverste raden danner ledd med mellomhåndsknoklene, *metacarpals*. I tillegg danner håndrotsknoklene ledd mellom hverandre. Det er fem grunnledd mellom mellomhåndsknoklene og de nederste fingerknoklene, *falanger*. Hver finger er satt sammen av tre knokler, bortsett fra tommelen som kun har to. Fingreneknoklene er koblet sammen med interfalangealledd (Starholm 2015a). Håndens bevegelige ledd gir til sammen 22 frihetsgrader som hånden kan bevege seg i.



Figur 4-1. Figuren viser en illustrasjon av overekstremitetens benoppbygging (Doctorlib u.å.).

## GREP

Håndens grep er delt inn i presisjonsgrep og kraftgrep. Posisjonsgrep utføres ved å føre tommel mot pekefinger eller tommel mot pekefinger og langfinger samlet. I kraftgrepet benyttes også ringfingeren og lillefingeren for å gi større bredde og stabilitet (Starholm 2015b).

## MUSKLER

Hver av overekstremitetene har 56 muskler som utfører bevegelser. Musklene kontrolleres ubevisst ved at armen sender informasjon om bevegelsens retning, fart og utslag til underordnede nervesentre. Den bevisste delen av hjernen er fokusert på målet med bevegelsen og ikke bevegelsen i seg selv (Starholm 2015b). Når overekstremiteten blir påført stor last hender det at en eller flere av elementene blir ødelagt. I muskel-sene-kombinasjon er det ofte sene som er sterkest og muskelen som svikter først (Taylor 1955).

## HUDEN

Kraften i et grep reguleres instinktivt ved at huden i hånden kjenner reaksjonskreftene fra objektet og registrerer om det holder på å glippe. Huden er elastisk og gir en viss friksjon som gjør det enkelt å holde objekter uten mer kraft enn nødvendig. Sensibiliteten i hånden gjør at muskler reguleres ubevisst, man får informasjon om leddenes stilling, bevegelse og posisjon i rommet. Man kan registrere overflatestruktur, form, konsistens, bevegelse og temperaturen til et materiale, som igjen kan fortelle noe om hvilket materiale objektet er laget av. På grunn av sensibiliteten i hånden er det mulig å bruke uavhengig av synet (Starholm 2015b).

## AMPUTASJON OG DYSMELI

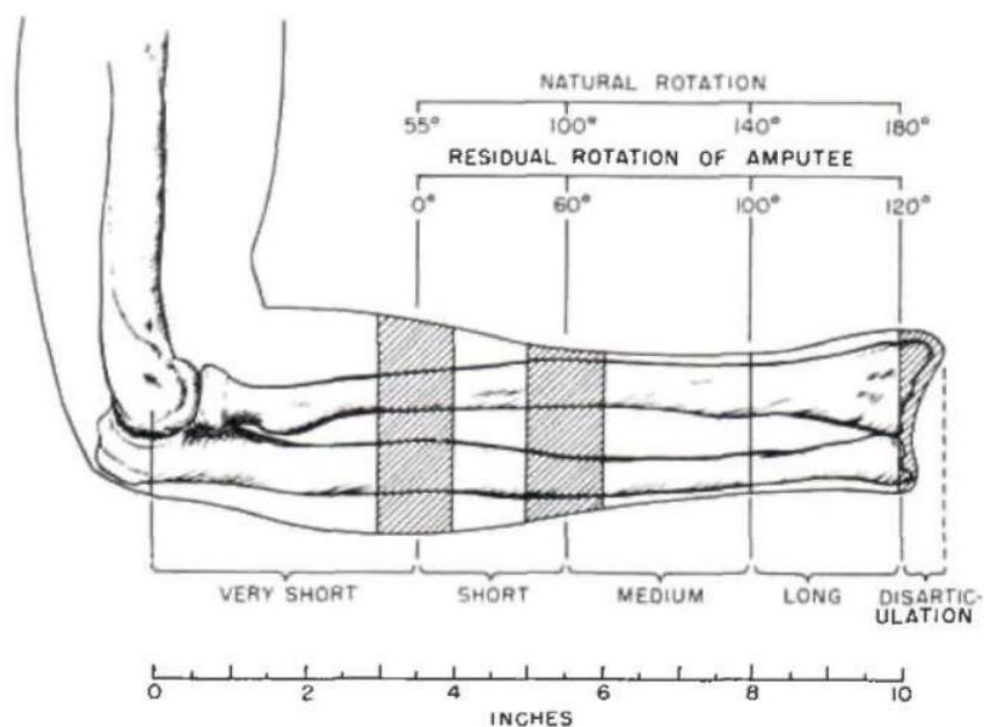
Amputasjon av arm, hånd eller finger skjer vanligvis på grunn av en ulykke, men det kan også være nødvendig på grunn av svulster eller komplikasjoner etter infeksjoner (SykehusetInnlandet u.å.). Amputasjonsnivå for overekstremiteter deles grovt inn på denne måten (Starholm 2015a):

- Delhåndsamputasjon
- Disartikulasjon gjennom håndleddet
- Transradial amputasjon
- Disartikulasjon gjennom albueleddet
- Transhumeral amputasjon
- Disartikulasjon i skulderleddet
- Interhoracoscapulær amputasjon, også kalt forequarter (her fjernes også scapula og clavícula med sin muskulatur)

Dysmeli er en medfødt diagnose hvor ben eller armer ikke er fullt utviklet. Dysmeli deles inn i tre grupper (Starholm 2015a). Den første gruppen kalles transversell dysmeli og betyr at finger, hånd, underarm eller overarm mangler helt. Gruppe nummer to kalles longitudinell dysmeli og betyr at en eller flere fingre med tilhørende mellomhåndsben mangler

(spaltehånd), eventuelt kombinert med mangler på den ene av de to underarmsknoklene. Den tredje gruppen er at en del av en arm eller et ben er mindre enn normalt eller mangler helt. Alle de tre gruppene kan være representert hos en og samme person.

For å kunne rotere underarmen mellom pronasjon og supinasjon brukes hele underarmens lengde (Taylor 1955). Ved underarmsamputasjon blir evnen til å rotere *ulna* og *radius* redusert som vist i Figur 4-2. Bidragene fra muskler rundt blir også redusert eller eliminert. Ved disartikulasjon gjennom håndleddet er rotasjonen ved stumpenden 120°. Ved transradial amputasjon kan rotasjonen av stumpenden variere fra 0° til 100°. Rotasjonsevnen kan svekkes ytterligere på grunn av glidning mellom huden og protesehylsen. Rotasjonsevnen øker med lengden av stumpen.



Figur 4-2. Underarmens evne til rotasjon ved forskjellige amputasjonsnivåer sammenlignet med normal funksjon. (Taylor 1955)

Rotasjon av overarmen styres av skulderleddet og blir derfor ikke svekket ved transhumeral amputasjon.

## PROTESE

Når en pasient har opparbeidet seg noe erfaring med bruk av protese kan hudsensibiliteten i stumpen gi informasjon om hvor den distale enden til protesen befinner seg og med hvilken hastighet, uten hjelp fra øynene. Protesen kan i et slikt tilfelle sammenlignes med en hammer, racket eller golfkølle (Starholm 2015b).

Følgende tre hovedelementer står i fokus når det skal velges protesetype:

- Direkte hudkontakt med objekter det arbeides med (sensibilitetens betydning)
- Best mulig praktisk funksjon
- Mest mulig naturlig utseende

En pasient kan ikke få alle elementene oppfylt i én og samme protese og blir derfor tvunget til å velge hvilket element som skal prioriteres (Starholm 2015b).

Det mest behagelige for en pasient er å gå uten protese. Målet er derfor å lage protesen på en slik måte at den blir så lite ubehagelig som mulig. En slik protese kan beskrives med følgende punkter:

- Den føles ikke tung
- Den gnager ikke
- Den trykker ikke ubehagelig
- Den beslaglegger eller hindrer ikke noen funksjon i den bevarte delen av kroppen
- Den gir huden, så langt det er mulig, normal tilgang til luft

Den første protesen med sine funksjoner gir pasienten vaner. Det er derfor viktig at dette er gode arbeidsvaner som ikke gir plager som tretthet og smerte. Vanene kan også hindre at pasienten vil bruke proteser med andre egenskaper senere (Starholm 2015b).

## ARMER OG BEN / SYMMETRI

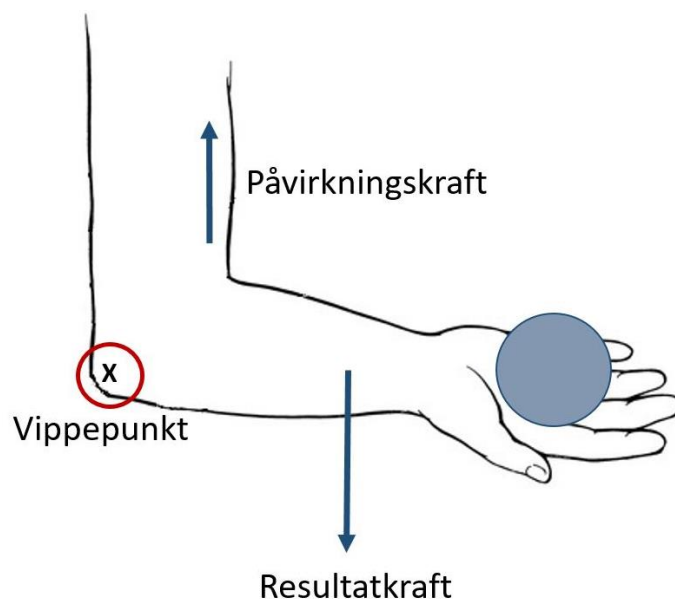
Underekstremitetenes vanligste funksjonen er å gå. Gange er en symmetrisk aktivitet som ikke er mulig å utføre uten to ben. Som en motsetning er mange av overekstremitetenes funksjoner asymmetriske og krever ofte finmotorikk fra den dominerende hånden og støtte fra den andre. Fordi en arm *kan* brukes alene er det lettere for en pasient å akseptere en protese til ben enn til arm. At armen brukes asymmetrisk kan likevel være en fordel når pasienter skal venne seg til en protese da protesen kan fungere som en støtte for den dominerende hånden (Starholm 2015b).

### 4.2. Biomekanikk

Delkapittelet gir en oversikt over biomekanikken i overekstremitetene ved normal funksjon, med underarmsprotese og med overarmsprotese. Kreftene som er brukt vil i virkeligheten være fordelt over et område, men det er valgt å se på dem som punktkrefter.

Armen fungerer som en tredjeklasses vektstang når albuen er i 90° fleksjon. Det vil si at påvirkningskraften (musklene i overarmen) er posisjonert mellom vippepunktet (albueleddet) og resultatkraften (tyngden av underarmen med en eventuell vekt) (RobinsonLibrary 2015) (Figur 4-3).





Figur 4-3. Figuren viser hvordan armen kan ses på som et tredjeklasses vektstangsystem. Påvirkningskraften er musklene i overarmen, resultatkraften er tyngden av underarmen med en eventuell vekt og vippepunktet er albueleddet. (Religioso 2011)

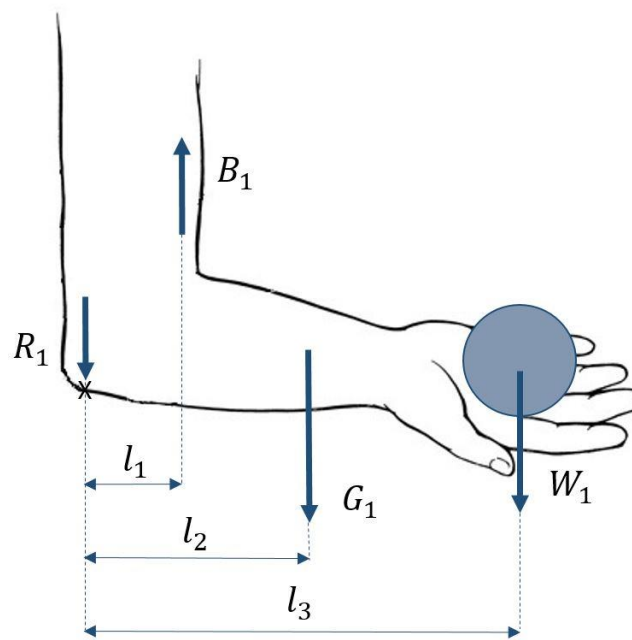
Overekstremitetens elementer kan beskrives som mekaniske komponenter som vist i Tabell 4-1.

Tabell 4-1. Sammenligning av overekstremitetens elementer og mekaniske komponenter.

Overekstremitetens elementer	Mekanisk komponent
Ledd	Lagerflate
Leddvæske	Smøremiddel
Ben	Vektarm
Sener	Kabler
Muskler	Motorer

## NORMAL FUNKSJON

Ved normal funksjon i overekstremitetene brukes musklene i overarmen som motor for å løfte underarmen – albuefleksjon. Musklene må bære vekten av underarmen, samt en eventuell vekt som løftes. Overarmens muskler er posisjonert i forskjellige distanser ut fra humerus, som gir en momentarm om albueleddet. Bicepsen er brukt som muskel i eksemplene som følger.



Figur 4-4. Figuren viser en arm med albuen i  $90^\circ$  fleksjon og en last i hånden.  $R_1$  beskriver reaksjonskraften i albueleddet,  $B_1$  er kraften til bicepsen,  $G_1$  er underarmstygden og  $W_1$  er tyngden av objektet i hånden.  $X$  er vippepunktet i albueleddet. (Religioso 2011)

Figur 4-4 viser en arm med normal funksjon som holder et objekt i hånden. Albuen er i  $90^\circ$  fleksjon og håndleddet ses på som stift. Kraften bicepsen må tilføre for å holde albuen i fast posisjon beregnes ved å finne momentet om albueleddet. Da kan reaksjonskraften  $R_1$  ses bort fra fordi den går gjennom albueleddet (Shahid et al. 2015).

$$\curvearrowright \sum M_x = 0$$

$$B_1 \cdot l_1 - G_1 \cdot l_2 - W_1 \cdot l_3 = 0$$

$$B_1 = \frac{G_1 \cdot l_2 + W_1 \cdot l_3}{l_1} \quad \text{Formel 1}$$

Ved hjelp av Formel 1 kan kraften bicepsen må tilføre når albuen er flektert i  $90^\circ$  beregnes. For å finne reaksjonskraften i albueleddet finner man summen av kreftene i y-retning (Formel 2).

$$\uparrow \sum F_y = 0$$

$$-R_1 + B_1 - G_1 - W_1 = 0$$

$$R_1 = B_1 - G_1 - W_1 \quad \text{Formel 2}$$

Setter Formel 1 inn i Formel 2:

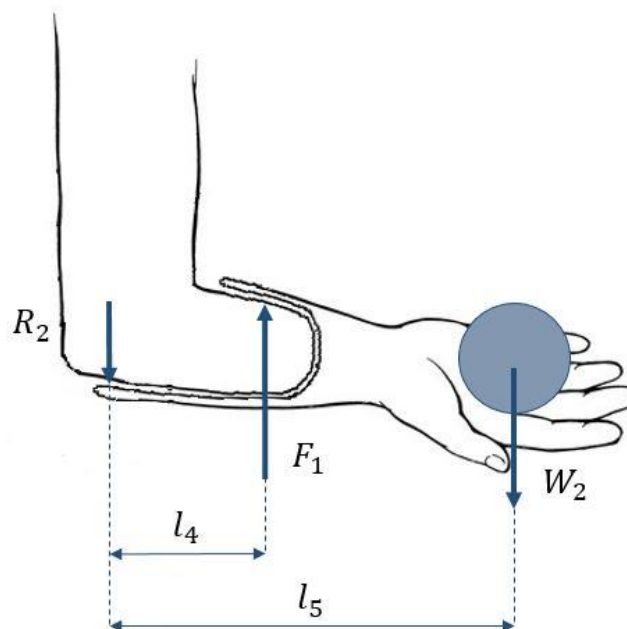
$$R_1 = \frac{G_1 \cdot l_2 + W_1 \cdot l_3}{l_1} - G_1 - W_1 \quad \text{Formel 3}$$

Likningene over beskriver kreftene i armen når albuen er flektert i  $90^\circ$  og håndleddet er stivt. Det er i denne posisjonen bicepsen har lengst momentarm ( $l_1$ ). Når  $l_1$  er lang er kraftbehovet fra bicepsen mindre i forhold til ved kort momentarm. Kraften  $B_1$  er størst mellom  $0^\circ$  og  $30^\circ$  albuefleksjon da det gir minst momentarm for bicepsen. Med underarmen i pronasjon i tillegg blir  $B_1$  enda større (Shahid et al. 2015).

Ved normal funksjon vil albuen kunne flekteres fra  $0^\circ$  til  $140^\circ$ . Det vanligste bruksområdet ligger mellom  $30^\circ$  og  $130^\circ$  albuefleksjon. Normalt gir supinasjon og pronasjon en total rotasjonsevne i håndleddet på  $180^\circ$  (Shahid et al. 2015).

#### UNDERARMSPROTESE

Ved bruk av protese må protesens vekt bæres av gjenværende muskler og stump. Protsehylsen føres utenpå stumpen som fører til krefter mellom stump og hylse. Stump/hylsekreftene er ikke en faktor ved normal funksjon.



Figur 4-5. Figuren viser en arm med transradial amputasjon og albuen i  $90^\circ$  fleksjon. (Religioso 2011)

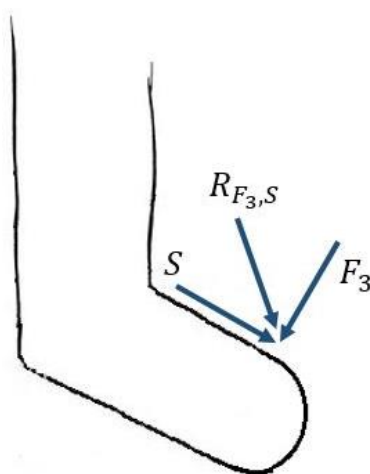
Figur 4-5 viser hvordan kreftene virker på en underarmsamputert.  $W_2$  er protesens tyngde i tillegg til en masse som løftes.  $F_1$  er kraften som virker mellom stumpen og protsehylsen

samlet til ett punkt.  $R_2$  er reaksjonskraften overarmen må holde igjen med for å holde armen i gitt posisjon (Starholm 2015b).

Stump/hylsekraftene er større for en pasient med kort stump. Dvs. at  $F_1$  øker med minkende  $l_4$ . Trykket  $F_1$  gir på pasientens hud kan bli for stort dersom det er lite areal å fordele kreftene på. Ved for høy belastning over en lang periode kan det oppstå nekrose i huden. For å unngå for høyt trykk på stumphen bør enderedskapet til en pasient med kort stump veie lite. En annen løsning er å forkorte protesens lengde (dvs. redusere  $l_5$ ) for å minske stump/hylsekraftene. Ved en slik løsning kan pasienten ha to proteser til forskjellig bruk – én kort, til løft og tyngre oppgaver og én kosmetisk protese med normal lengde.

For best mulig fordeling av stump/hylsekraftene er det optimalt med en tettsittende og veltilpasset protesehylse. For å opprettholde så mye rotasjonsbevegelse som mulig kan det allikevel være ønskelig å ha en protesehylse som sitter løst ved den proksimale hylsedelen og tett ved den distale hylsedelen.

Ved en situasjon der albuen ikke lenger holdes stabil i  $90^\circ$  oppstår det en skjærkraft mellom protesehylsen og stumphen. Figur 4-6 viser hvordan skjærkraften ( $S$ ) virker på stumphen i tillegg til stump/hylsekraften  $F_3$ .

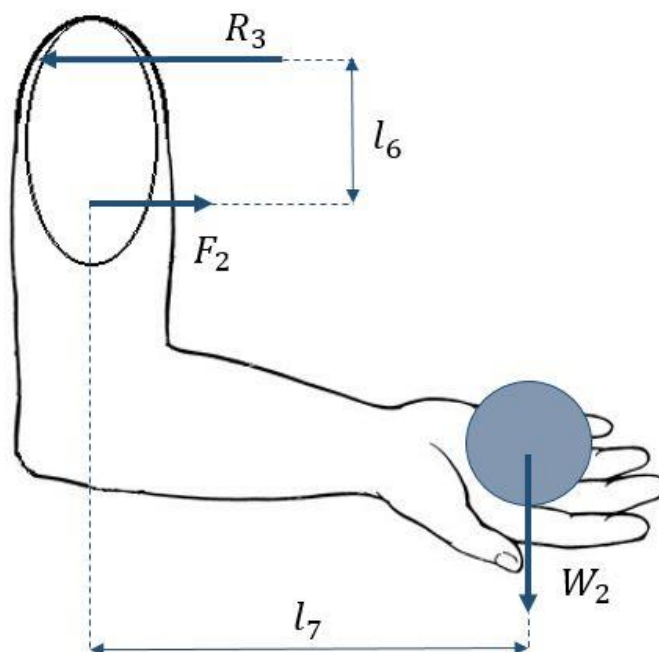


Figur 4-6. Figuren viser hvordan skjærkreftene virker mellom stump og protesehylse dersom albuen danner en annen vinkel enn  $90^\circ$ .  $S$  er skjærkraften mellom stump og hylse,  $F_3$  er kraften som virker mellom stump og hylse og  $F_{F_3,S}$  er resultantkraften av  $S$  og  $F_3$ . (Religioso 2011)

Det er vanlig å benytte et oppheng for å redusere bevegelse mellom stumphen og hylsen. Kraftene blir på den måten fordelt over et større område og på punkter som gir stor motkraft mot skjærkraften. Ved transradial amputasjon er det vanlig å feste protesen på kondylene. Ved transhumeral amputasjon kan det brukes seler rundt motsatt skulder.

## OVERARMSPROTESE

Figur 4-7 viser kreftene som virker på en overarmsamputert stump.



Figur 4-7. Figuren viser en arm med transhumeral amputasjon og protesealbuen i 90° fleksjon. (Religioso 2011)

$W_2$  representerer fortsatt den samlede vekten av protesen og en eventuell masse som løftes.  $F_2$  er betegnelsen på den samlede stump/hylsekraften og  $R_3$  er reaksjonskraften skulderen må holde igjen med for at armen skal holdes i gitt posisjon.

Som i tilfellet med underarmsprotese vil stump/hylsekraften øke ved kortere stump ( $F_2$  øker ved minkende  $l_6$ ). Som regel bruker pasienten skulderfleksjon både til albuefleksjon av protesen og for å bruke enderedskapet. Da må  $F_2$  øke så mye at den overstiger kraften som holder protesen på plass. For at overføringen av kraften mellom stump og hylse skal foregå så effektivt som mulig er det viktig at hylsen er tettsittende (Starholm 2015b).

### 4.3. Produksjon av proteser

Det er mange prosesser som må gjennomføres før en protese er klar til bruk for pasienten. Ingen personer er helt like og hver eneste protese må spesialtilpasses pasienten. Ingen av protesene blir derfor helt like og man kan se på hver enkelt som en prototype. Delkapittelet gir en forenklet oversikt over de forskjellige prosessene som må gjennomføres fra pasienten første gang besøker klinikken, til protesen er klar til bruk.

Det aller første som skjer er at en ortopediingeniør tar mål av stumpen og den eventuelt friske siden før det tas en gipsavstøpning av pasientens stump (Figur 4-8). Den negative

gipsavstøpningen fylles med gips og gir en positiv gipsavstøpning som modelleres slik at det er trykk på områdene med bløtdeler og avlastning på benområder. Det trekkes en gjennomsiktig prøvehylse av termoplast utenpå den positive gipsavstøpningen. Prøvehylsen brukes til å kontrollere at protesen vil passe pasienten best mulig. Det gjøres nødvendige justeringer på prøvehylsen som deretter brukes som grunnlag for innerhylsen i protesen (Ortonor 2014).



*Figur 4-8. Gipsavstøpning av en underarm. Gipsen klippes opp for at den enklere kan tas av armen (Diegel 2011).*

Det lages en ny positiv gipsavstøpning ut fra den tilpassede prøvehylsen og proteseinnerhylsen støpes utenpå gipsavstøpningen. Målene som ble tatt av pasienten brukes til å forme en arm med riktige dimensjoner som støpes utenpå innerhylsen. Det siste som skjer er at alle delene monteres sammen. Hvilke deler som brukes er avhengig av hva slags type protese som produseres. Det kan være en hånd eller krok med eller uten albue, den kan styres ved hjelp av egenkraft eller elektronikk eller være en kosmetisk protese uten andre funksjoner enn støtte. Når alle delene er satt sammen er protesen klar for levering til pasienten (Ortonor 2014).

#### 4.4. Prøvehylsen

Når en prøvehylse skal lages på den tradisjonelle måten er det flere prosesser som må gjennomføres. Det hele starter med å gjøre målinger av stumpen. Det skal så gjøres markeringer, som hvor det er ben og hvor det skal være mye eller lite trykk, enten rett på huden eller på en stumpsokk (Stephens 2013). Det er en fordel å ikke bruke strømpe for å unngå vridning under gipsingen dersom det er en fast stump. Dersom pasienten til vanlig bruker tykk sokk eller flere lag med strømper skal det bygges opp like tykt under gipstagningen. Ortopediingeniøren dekker deretter stumpen med gips for å lage en negativ form av stumpen. Når gipsen er tørr dras den forsiktig av før gipshylsekantene justeres og det lages et hull i bunnen for å kunne prøve den på pasienten (Starholm 2015b). Det gjøres tester av bevegelse og komfort og retninger markeres på gipsen.

Den negative formen fylles med gips for å lage en positiv modell av stumpen. Det plasseres en stang inn i gipsen før den herder slik at den blir lettere å håndtere senere. Når gipsen er

herdet skjæres den negative formen av den positive formen. Den positive gipsavstøpningen slipes til riktig passform ved hjelp av markeringene som ble gjort på pasienten, som er overført til gipsavstøpningen. Hull som følge av luft i gipsen må sparkles igjen for å få en helt glatt overflate (Stephens 2013). Alle ujevnheter blir overført til prøvehylsen som trekkes utenpå den positive gipsmodellen. Figur 4-9 viser en ferdig modellert positiv gipsavstøpning.



*Figur 4-9. Positiv gipsavstøpning av en transradial amputasjonsstump.*

Når gipsavstøpningen er helt glatt er den klar for å trekkes med plast som skal utgjøre selve prøvehylsen. Det benyttes en gjennomsiktig termoplast som gjør det mulig å se hvor det er behov for justeringer. Plasten er formet som en plate og varmes opp til den er myk nok til å formes over den positive gipsavstøpningen. En vakuumpumpe suger ut luften mellom plastplaten og gipsavstøpningen for å få en nøyaktig negativ avstøpning.

Når plasten er kald fjernes gipsen fra innsiden av prøvehylsen. I noen tilfeller er det nødvendig å dele opp gipsavstøpningen for å kunne ta den ut. Det betyr at den positive gipsavstøpningen ikke kan benyttes flere ganger dersom det skulle være nødvendig. Overflødig plast fra prøvehylsen fjernes og skarpe kanter slipes ned.

Prøvehylsen kan nå testes på pasienten. Det krever ofte flere justeringer enten i form av punktforming på prøvehylsen eller at det må produseres flere prøvehylser før den passer perfekt og kan brukes som modell for innerhylsen i protesen.

Det benyttes vanligvis termoplaster formet som plater når det lages en prøvehylse på tradisjonell måte. Materialene de består av er ofte polystyren, copolyester eller surlyn (Hansen & Starholm 2017). Det følger ikke med datablad med egenskapene til termoplastene som brukes til å produsere prøvehylser. Platene av termoplast forandrer egenskaper etter hvilken form de trekkes til og tykkelsen det får som ferdig prøvehylse. Blandingen slike plastplater består av er ikke nøyaktig og ett parti kan være litt forskjellig fra det neste. Dersom man vil ha eksakte egenskaper som er helt like hver gang vil plasten koste betydelig mer. Partier med plast som kommer fra samme firma hver gang vil være mer like hverandre enn om man bestiller fra forskjellige firmaer. På grunn av disse ulikhetene i hvert parti og fra firma til firma, selv om det i utgangspunktet skal være den samme plasten, gjør det vanskelig å lage et datablad som gjelder alle plastplatene. Dersom man gjør tester på én plastplate betyr ikke det at den neste vil ha de samme egenskapene. Man må derfor bruke den samme platen som man gjorde testene på for å få de eksakte egenskapene man har kommet fram til.



## 4.5. Armen i en sosiokulturell setting

Overekstremitetene er en kompleks del av kroppen som gjennom sine funksjoner bidrar til å utføre mange oppgaver fra dagliglivet. For mennesker som mangler en del av eller hele overekstremiteten kan gjøremål som å kle på seg, spise, kneppe knapper og åpne lokk være utfordrende å gjennomføre uten hjelp. For å forstå hvor stor betydning overekstremiteter har i hverdagen er det i dette delkapittelet tatt for seg armen i en sosiokulturell setting.

Hendene er en viktig del i kommunikasjon med andre mennesker. Håndbevegelser brukes (i tillegg til annet kroppsspråk) for å understreke hva man har sagt, man hilser på hverandre ved å ta hverandre i hånden og man bruker hendene til å kjærtegne. Når denne kontakten blir borte kan det oppleves som et sosialt handikapp selv om alt annet er på plass. Å bruke en kosmetisk protese kan gi bedre selvtillit i sosiale sammenhenger, men kan ikke erstatte den direkte kontakten. Ved dobbeltsidig armamputasjon blir denne kontakten helt borte (Starholm 2015b).



*Figur 4-10. Den direkte kontakten mellom mennesker gjennom hånden blir delvis eller helt borte ved amputasjon (Scudellari 2012).*

For mange amputerte er det viktig at utseende på protesen er så naturtro som mulig for å ikke tiltrekke seg oppmerksomhet. For andre kan «sjokket» som oppstår når noen tar i protesehånden være verre enn oppmerksomheten. De vil derfor ha en hånd som man øyeblikkelig ser er en protese. En annen grunn til at noen vil ikke bruke en protese som utseendemessig er naturtro er at den kan oppleves som en «likhånd» (Starholm 2015b).

Hånden er et viktig redskap for å kunne orientere seg og forstå verden rundt seg. Ved siden av kroppens sanser brukes hendene som hjelpemiddel til intellektuell utvikling. Som beskrevet i kapittel 4.1 brukes sensibiliteten i hendene til å registrere og beskrive elementene rundt seg. Dersom forholdene legges til rette kan allikevel intellektuell utvikling skje ved hjelp av andre kommunikasjonsmuligheter enn gjennom hendene (Starholm 2015b).

Å være selvhjulpel vil si at et menneske klarer å utføre daglige gjøremål som å gå på toalettet, spise og kle på seg med eller uten hjelpemidler. Å ikke klare seg selv har stor innvirkning på selvfølelse og integritet. Det kan oppleves svært traumatisk å miste evnen til å



gjøre ting på egen hånd. Etter enkeltsidig armamputasjon vil de fleste pasienter bli selvhjulpne med eller uten hjelpemidler etter noe trening. Ved dobbeltsidig armamputasjon over albueene er det sjelden at pasienten oppnår selvhjulpenhet, selv ved bruk av hjelpemidler. Ved dobbeltsidig høy amputasjon på underekstremitetene oppnås som regel selvhjulpenhet. Sammenligningen viser hvor avhengig man er av arm og hånd til daglige gjøremål (Starholm 2015b).

Medienes fremstilling av hva som er mulig av teknologi og kompleksitet i proteser gjør at nye pasienters forventninger er høye. Realistisk informasjon om hva som kan tilbys for protesebrukere er viktig for både ortopediingeniører og protesebrukere. Avanserte proteser går stadig i stykker og kan derfor være en belastning for pasienten mer enn et hjelpemiddel. Ofte velger pasienter de minst kompliserte protesene som er enkle å ta av og på, er pålitelige og krever lite vedlikehold (Starholm 2015b).

## 5. Produktspesifisering

Hensikten med kapittelet er å sette rammer for prøvehylsen som produkt. Kapittelet inneholder en kravspesifikasjon for prøvehylsen og for 3D-printeren, mål for prøvehylsen, rangering av egenskaper, metrisk grovspesifikasjon og en tidlig kostnadsvurdering.

### 5.1. Kravspesifikasjon

Det stilles følgende krav til prøvehylsen fra Sophies Minde (Gjøra 2017a):

- Prøvehylsen skal ha samme elastisitetsmodul som protesehylsen
- Prøvehylsen skal være gjennomsiktig
- Prøvehylsen skal være formbar på små punkter
- Prøvehylsen skal ha glatt overflate
- Prøvehylsen skal kunne slipes på, splittes og borres i
- Prøvehylsen skal være mulig å lime på
- Prøvehylsen skal være hudvennlig

Det stilles følgende krav til 3D-printeren:

- 3D-printeren skal ha stort nok byggevolum til å kunne 3D-printe prøvehylser til overekstremiteter
- 3D-printeren skal ha god nok overflatekvalitet til at den ligner overflaten på protesehylsen
- 3D-printeren skal ha lav nok pris til at det kan lønne seg å bruke 3D-printer som metode
- 3D-printeren skal ha høy nok hastighet til at det kan lønne seg å bruke 3D-printing som metode
- 3D-printeren skal ha et materiale som kan brukes til prøvehylser

Hva som må til for å tilfredsstille kravene er diskutert i kapittel 8.2 og 8.3.

### 5.2. Produktmålsetting

Prøvehylsen og 3D-printeren skal tilfredsstille alle kravene som er gitt.

### 5.3. Rangering av produktegenskaper

Prøvehylsens egenskaper er rangert i Tabell 5-1. Tabellen gir en oversikt over hvilke egenskaper som er viktige og mindre viktige i utviklingen av prøvehylsen. Tallene som er brukt til å vektlegge egenskapene er forklart i Figur 5-1.



Figur 5-1. Vektleggingskala for rangering av prøvehylsens egenskaper

Tabell 5-1. Rangering av prøvehylsens egenskaper

Egenskap	Vekting	Begrunnelse
Lik elastisitetsmodul som protesehylsen	4	Meget viktig for at prøvehylsen skal bli så lik protesehylsen som mulig
Gjennomsiktig	5	Særdeles viktig for at ortopediingeniøren skal se hvor det må gjøres justeringer
Formbar på små punkter	5	Særdeles viktig for å gjøre nødvendige justeringer
Glatt overflate	4	Meget viktig for at prøvehylsen skal føles behagelig og for at den skal være så lik den endelige hylsen som mulig
Kan slipes	4	Meget viktig for å kunne gjøre nødvendige tilpasninger
Kan splittes	3	Viktig for at det skal være enklere å ta på prøvehylsen
Kan borres i	4	Meget viktig for å kunne prøve med forskjellige enderedskaper og teste vekt
Mulig å lime på	4	Meget viktig for å kunne legge til ekstra elementer som enderedskap
Hudvennlig	5	Særdeles viktig for at prøvehylsen skal kunne være i kontakt med huden under tilpasning

Rangeringen av egenskapene brukes i kapittel 8.2 Vurdering av materialer. Det er også gjort en rangering av egenskapene til 3D-printeren (Tabell 5-2). Vektingen fungerer på samme måte som for egenskapene til prøvehylsen (Figur 5-1).

Tabell 5-2. Rangering av 3D-printerens egenskaper

Egenskap	Vekting	Begrunnelse
Stort byggevolum	4	Meget viktig for at 3D-printeren skal kunne brukes til produksjon av prøvehylser med forskjellige størrelser
Høy overflatekvalitet	4	Meget viktig for at prøvehylsen skal føles behagelig og for at den skal være så lik protesehylsen som mulig
Lav pris	3	Viktig for at klinikkene skal kunne kjøpe en egen 3D-printer
Høy hastighet	3	Viktig for at pasienten og ortopediingeniøren ikke skal kaste bort tiden sin
Fungerende materiale	5	Særdeles viktig for at prøvehylsen skal kunne brukes

Rangeringen av egenskapene til 3D-printeren brukes i kapittel 8.3 Vurdering av 3D-printere.

#### 5.4. Metrisk grovspesifisering for produktet

Tidlig i prosjektprosessen var det usikkert hva slags 3D-printer som ville være tilgjengelig. For at sannsynligheten for å få utført en test av 3D-printet prøvehylse skulle øke, ble det satt noen maksimale mål for hvor stor prøvehylsen som skulle testes kunne være. Målene som er gitt i dette delkapittelet er brukt som retningslinje for Sophies Minde ved valg av testperson.

Tabell 5-3. Maksimale mål på prøvehylsen

Mål	Størrelse	Enhet
Bredde	125	mm
Dybde	125	mm
Høyde	165	mm

Målene er hentet fra byggevolumet til 3D-printeren Form 1+ fra FormLabs (FormLabs 2015a) da det var den printeren det var mest sannsynlige å teste med. Dersom det ikke skulle være


mulig å få tak i en testperson med så liten hylse var det et alternativ å printe prøvehylsen i to deler som kunne settes sammen.

## 5.5. Tidlig kostnadsvurdering

I den tidlige kostnadsvurderingen er det lagt til grunn at prøvehylser 3D-printes hos en ekstern bedrift. Det er modellert en test-prøvehylse i SolidWorks (Figur 5-2) med hovedmålene som er beskrevet i Tabell 5-4.

Tabell 5-4. Mål på test-prøvehylse

Mål	Størrelse	Enhet
Største diameter	88	mm
Lengde	184	mm
Tykkelse	5	mm



Figur 5-2. Test-prøvehylse modellert i SolidWorks

Målene er noe større enn de metriske grovspesifikasjonene til prøvehylsen. Grunnen til dette er at målene på test-prøvehylsen kommer fra en enkel måling av gipsen til en pasient som var aktuell som testperson (Gjøra 2017b). Det er allikevel mulig å bruke FormLabs Form 1+ da test-prøvehylsen kan printes diagonalt.

Test-prøvehylsen ble sendt til syv aktuelle leverandører som tilbyr 3D-printing med varierte 3D-printermetoder. Tabell 5-5 viser estimert pris hos de forskjellige leverandørene med de forskjellige printermetodene. 3D-printermetodene er beskrevet i kapittel 7.1.

Tabell 5-5. Estimert pris ved 3D-printing av test-prøvehylsen med forskjellige leverandører og 3D-printermetoder

3D-printemetode	Estimert pris	Bedrift
SLA	4600 kr (Bulat 2017)	Norsk 3D Service
SLA	4000 – 5000 kr (Güler 2017)	HiOA
SLA	5000 – 7000 kr (Eriksen 2017)	Prototal

3D-printemetode	Estimert pris		Bedrift
FDM/FFF	1400 kr	(Bahr 2017b)	Bahr Sentralproduksjon
FDM/FFF	2000 kr	(Omberg 2017)	NMBU
PolyJet	8750 kr	(Thommessen 2017)	Nordic 3D
PolyJet	10 170 kr	(Hafting 2017)	Ifi UiO

Tabell 5-5 viser at det er stor forskjell i pris ved bruk av de forskjellige 3D-printermetodene. Det dyreste alternativet er PolyJet-printing hvor én prøvehylse kan komme opp i omtrent 10 000 NOK dersom det gjøres hos en ekstern leverandør. Ut fra tabellen er FDM/FFF-printing det billigste alternativet hvor én prøvehylse kan koste et sted mellom 1400 og 2000 NOK hos en ekstern leverandør. Kostnadene ved ekstern SLA-printing ligger mellom 4000 og 7000 NOK for én prøvehylse.

Prisene i Tabell 5-5 gir kun et estimat for hva en prøvehylse kan komme til å koste hos en ekstern leverandør. Prøvehylsens størrelse vil ha stor innvirkning på prisene da materialkostnadene kan være høye for enkelte av 3D-printermetodene. Dersom ortopediklinikken selv står for 3D-printingen vil prisene bli annerledes. Regnestykket vil da inneholde nedskrivning av kostnaden for selve 3D-printeren, materialkostnadene og timene en ortopediingeniør eller tekniker bruker på etterarbeidet av den 3D-printede prøvehylsen.

## 6. 3D-skannere

3D-skannere identifiserer, analyserer, samler inn og tegner fysiske, tredimensjonale objekter inn på en datamaskin. Objektets struktur, overflate og dybde lagres digitalt. For å få en komplett digital modell gjøres skanningen fra forskjellige vinkler som til sammen dekker hele objektet. Skanningen kan foregå på to forskjellige måter. Den første metoden går ut på at skanneren må være i kontakt med objektet som skal skannes. Den andre metoden bruker en form for stråling som reflekteres tilbake fra overflaten som skannes og registreres av skanneren (Techopedia u. å.). 3D-skanneren detekterer punkter på objektet som samlet kalles en punktsky. Punktene kobles sammen til polygonmodeller ved hjelp av linjer. Punkter som ligger tett gir mer nøyaktige modeller enn punkter som har stor avstand mellom seg. Avanserte skannere kan operere raskt og håndtere store mengder data. Noen skannere kan automatisk fjerne punktsky-støy, jevne ut ru overflater og fusjonere løse punkter (AbsoluteGeometries 2009).

Det er gjort en undersøkelse av hva slags skannere som finnes på markedet i dag. I tillegg til skannere som per nå brukes til å skanne kroppsdelar er det tatt med skannere som brukes til andre formål. 3D-skannerne som beskrives er et utvalg av hva som finnes og er sortert fra billigst til dyrest. To av 3D-skannerne var det ikke mulig å finne pris på og er derfor plassert til slutt.

### Rodin 4D «Structure sensor» (Rodin4D 2016e)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Kobles til en iPad
- Veier 450 g inkludert iPad
- Nøyaktighet på +/- 4 mm
- Kan skanne med en avstand til objektet på 40 mm
- Bruker infrarødt lys
- Krever ingen forkunnskaper
- Bruker «Capevia» som programvare på iPad
- 3D-modellene kan sendes via e-post eller dropbox for videre modifisering på pc
- Best egnet for underekstremiteter
- Software: Neo 2016
  - Kan brukes til overekstremiteter (Rodin4D 2016d)
- PRIS (Grunewald 2016): 379 dollar (3220 NOK)



Figur 6-1. Rodin 4Ds 3D-skanner Structure sensor (Rodin4D 2016e).

### SCANIFY «Fuel3D» (Grunewald 2016)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Bruker «photogrammetry»
- To kameraer med 3,5 megapiksler
- Skanner med farger
- Tre blitser
- Tre LED guide lys
- Påstår: «Rask»
- Nøyaktighet på 0,178 mm
- Vanskelig å skanne transparente, reflekterende eller ensfargede objekter
- Software: Fuel3D Studio 2.2
  - Ikke spesialisert for ortopediske hjelpemidler (Scanify 2016)
  - 235 dollar/mnd (2040 NOK/mnd)
- PRIS: 1490 dollar (12 700 NOK)



Figur 6-2. Fuel3Ds 3D-skanner SCANIFY (Scanify 2013).

### Vorum «Spectra™» (Vorum 2015b)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Ett kamera
- Blått lys som ikke er skadelig
- Påvirkes ikke av metallgjenstander i umiddelbar nærhet
- Man får tilbakemelding på avstanden til pasienten
- Man kan starte skanningen på nytt hvor som helst
- Nøyaktighet på 0,1 mm
- Påstår: Kan lage ferdige modeller til alle slags proteser og ortoser på under fem minutter
- Software: Canfit Prosthetics and Orthotics CAD
  - Kan brukes til å designe alle typer protesehylser (Vorum 2015a)
  - 20 000 Euro (180 000 NOK)
- PRIS (Smyth 2017): 10 000 euro (90 000 NOK)



Figur 6-3. Vorum's 3D-skanner Spectra (Vorum 2015b).



#### Artec Eva 3D Scanner (Artec3D 2016)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Bruker «structured light technology»
- Kan brukes mot svarte og reflekterende objekter
- Nøyaktighet på 0,1 mm
- Kan skanne med en avstand til objektet på 0,4 - 1 m
- Veier 0,862 kg
- Software: Artec Studio 11
  - Brukes innenfor ortopedi til blant annet korsett
  - 3 lisenser: 22 950 NOK
- PRIS:  
13 700 Euro (125 760 NOK)



Figur 6-4. Artec Evas 3D-skanner (Artec3D 2015).

#### Rodin 4D «M4D Scan» (Rodin4D 2016c)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Kan skanne alle kroppsdelene
- Pasienten kan ha små bevegelser under skanningen
- Hvem som helst kan utføre skanningen
- Påstår: Klar til å skanne på under fem minutter
- Påstår: Bruker 40 sekunder på å skanne en fot
- Påstår: Bruker 90 sekunder på å skanne et ben eller torso
- Man kan legge inn mål på forhånd
- Kan sammenligne to modeller
- Software: Neo 2016
  - Kan brukes til overekstremiteter (Rodin4D 2016d)
- PRIS (Berglund 2017):  
15 990 Euro (143 000 NOK) (Prisen er inkludert programvaren WXelements)



Figur 6-5. Rodin 4Ds 3D-skanner M4D Scan (Rodin4D 2016c).

#### Willow Wood «OMEGA Scanner 3D» (WillowWood 2016a)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Bruker «structured light technology» for å skanne
- Skanner 550 000 punkter per sekund
- Veier 850 g
- Pasienten kan ha små bevegelser under skanningen
- Kan brukes for proteser og ortoser
- Skanningsområde på 380 x 380 mm
- Nøyaktighet på 0,5 mm
- Software: OMEGA Tracer software
  - Tilpasset for modellering av underekstremiteter, kan brukes på overekstremiteter med noen begrensninger (Dowell 2016)
- PRIS (Søderlund 2017):  
19 000 euro (170 000 NOK)



*Figur 6-6. Willow Woods 3D-skanner OMEGA Scanner 3D (WillowWood 2016a).*

#### Willow Wood «OMEGA Tracing Hardware» (WillowWood 2016b)

- Må være i kontakt med objektet som skannes
- En sender må være i nærheten av objektet som skannes
- Bruker en elektromagnetisk sender for å skanne
- Brukes for underekstremiteter og for å kopiere gipsavstøpninger og hylser
- Software: OMEGA Tracer software
  - Tilpasset for modellering av underekstremiteter, men kan brukes på overekstremiteter med noen begrensninger (Dowell 2016)
- PRIS (Søderlund 2017):  
Utgått av produksjon, men er brukt til utvikling av prototype.



*Figur 6-7. Willow Woods 3D-skanner OMEGA Tracer Hardware (WillowWood 2016b).*

### BioSculptor «BioScanner™» (BioSculptor 2015a)

- Ikke i kontakt med objektet som skannes
- Skanner 50 linjer/sekund
- Kan gjøre markeringer underveis i skanningen
  - Optical Stylus gjør laserlinjen om til en laserpenn slik at en kan markere
- Alle kroppsdelene kan skannes
- Det er ingen størrelsesbegrensning
- En sender plasseres på kroppen for å imøtekomme bevegelser fra pasienten
- Gir både positive og negative modeller
- Kan skanne gjennom glass – korrigerer automatisk mot lysbrytning
- Nøyaktighet på 0,178 mm
- To kameraer
- Påstår: Skanner en pasient på 10 sekunder
- Mechanical Stylus er en penn som brukes på områder som er vanskelig å komme til eller områder som krever maksimal presisjon
- Rekkevidde på 56 cm fra skanneren til senderen
- Software: Bioshape
  - Kan brukes til overekstremiteter (BioSculptor 2015b)
- PRIS: Ukjent



*Figur 6-8. BioSculptors 3D-skanner BioScanner (BioSculptor 2015a).*


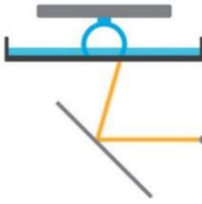


## 7. 3D-printing

### 7.1. Typer 3D-printing

Det finnes forskjellige typer 3D-printere på markedet i dag, laget både for privatpersoner og for industriell bruk. Teknologiene som er vanligst og som er relevante for 3D-printing av prøvehylser beskrives under.

#### STEREOLITHOGRAPHY (SLA) OG DIGITAL LIGHT PROCESSING (DLP)

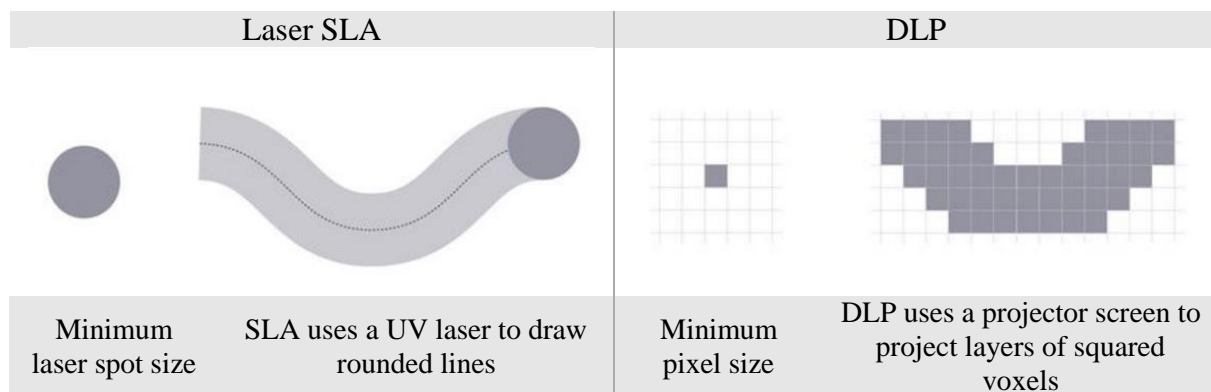
Felles for 3D-printere som benytter Stereolithography (SLA) og Digital Light Processing (DLP) er at de bruker et flytende plastmateriale (photopolymer) kalt *resin*, som utgangspunkt. Et slikt materiale herder når det blir utsatt for UV-lys. Modellen som skal printes deles digitalt inn i tynne skiver ved hjelp av en programvare og føres over til printeren. Den flytende plasten plasseres i en tank med gjennomsiktig bunn. En perforert plate, som fungerer som modellens plattform, føres ned i væsken. En laser med ultrafiolett lys tegner modellen lag for lag i underkant av den gjennomsiktige bunnen, slik programvaren har delt den opp. Den perforerte platen løftes opp mellom hvert lag slik at mer resin kan skyves inn. Plattformen blir deretter ført ned slik at neste lag kan herde på det forrige. Dette er programmert av en datamaskin. Modellen fester seg til plattformen når plasten herder i kontakt med den (Palermo 2013). Prosessen er vist i Figur 7-1.

SLA & DLP	SLA	DLP	SLA & DLP
			
Liquid resin	Selective exposure to light by laser	Selective exposure to light by projector	Accumulation of layers creates a solid object

Figur 7-1. Forklaring av hvordan SLA og DLP fungerer. (FormLabs 2016)

En SLA-printer tegner hvert lag med en laser. Det gir avrundede former og linjer da laserstrålen er sirkelformet. En DLP-printer projiserer hvert lag som et bilde. Et digitalt bilde er bygget opp av kvadratiske piksler som gir kantede former og linjer. Overflatekvaliteten og oppløsningen kan være finere på en SLA-printet modell enn en som er printet med en DLP-printer (Figur 7-2). Det er på grunn av den avrundede formen fra laserstrålen som tegner lagene (FormLabs 2016). En DLP-printer kan også lage detaljerte, fine deler, men en slik printer er begrenset av pikselstørrelsen. DLP-printere med stort bygge-volum har et fast antall piksler, som gjør det umulig å printe små detaljer når hele bygge-volumet benyttes. Allikevel

kan avanserte DLP-printere gi myke overflater ved å bevege det projiserte bildet en halv piksel i x-retning og en halv piksel i y-retning (EnvisionTec 2016a). På denne måten blir kantens pikselstørrelse halvert. Variasjon i lysstyrken til det projiserte bildet kan også brukes for å gjøre kantene mykere. Hastigheten til en DLP-printer er høyere enn en SLA-printer fordi hvert lag i modellen herder som et bilde i stedet for at det blir tegnet linje for linje (FormLabs 2016).



Figur 7-2. Illustrasjon av hvordan resin blir herdet ved SLA og DLP (FormLabs 2016).

Som konklusjon for sammenligningen av de to printerne kan man si at en SLA-printer er best når det gjelder å printe mange små, detaljerte modeller samtidig og når én stor, detaljert modell skal printes. En DLP-printer er best når det skal printes én detaljert liten del eller når en stor modell skal printes raskt (FormLabs 2016).

## FUSED FILAMENT FABRICATION (FFF) OG FUSED DEPOSITION MODELING (FDM)

Printere som benytter Fused Filament Fabrication (FFF) og Fused Deposition Modeling (FDM) bygger også opp modeller lag for lag. Det som er annerledes i disse printerne er at plasten som brukes er fast stoff som er gjort om til lange tråder kalt *filament*. Plasttråden varmes opp og ekstruderes gjennom en dyse, som tegner modellen lagvis fra bunnen og opp. Dersom printeren har flere dyser kan den printe med forskjellige materialer eller farger. Det gir mulighet for støttemateriale som er enkelt å fjerne ved å knekke bort eller oppløse uten at resten av modellen ødelegges (3DPrintingFromScratch 2016).

## CONTINUOUS LIQUID INTERFACE PRODUCTION (CLIP)

Continuous Liquid Interface Production (CLIP) er en printermetode som er eid av selskapet Carbon. Det brukes flytende plast, *resin*, som herder når den blir utsatt for UV-lys. Forskjellen fra SLA- og DLP-printing er at den gjennomsiktige platen laseren sendes gjennom er oksyngjennomtrengelig. Ved å la en kontrollert mengde oksygen ligge i bunnen av tanken med resin, mellom vinduet og modellen, blir herdingsprosessen forsinket. Modellen kan på grunn av dette oksygenlaget vokse opp av plasten i én bevegelse, uten stegvise stopp hvor det skyves mer resin inn. Denne 3D-printmetoden gir modellene egenskaper som ligner på støpte deler (Aniwaa 2016).

## MULTIJET (MJ) OG POLYJET (PJ)

En Jet-printer bygger opp en modell lagvis ved hjelp av voks eller annet materiale som støttemateriale og flytende plast, *resin*, som herder når den blir utsatt for UV-lys. En slik printer fungerer i praksis på samme måte som en blekkskriver. Printerhodet skyter resin gjennom mange små dyser til plattformen modellen printes på. Der blir væsken utsatt for UV-lys og herder i tynne lag. Voks blir skutt, *jettet*, lagvis på samme måte og virker som støttemateriale (Advantage3DSolutions 2014). Metoden gir mulighet for å bruke forskjellige materialer i samme modell slik som forskjellige farger i en blekkprinter Hvert lag skrapes flatt med et skarpt blad for å opprettholde et flatt plan til neste lag (Fraser 2015).

Det finnes forskjellige typer jet-printere. En av variantene er MultiJet (MJ) hvor materialet varmes opp før utskytingen og kjøles ned når den treffer plattformen. På denne måten beholder dråpen formen og man har god kontroll over den. Plastlaget dannet av dråper blir deretter herdet ved hjelp av ultrafiolett lys.

En annen type jet-printer er PolyJet (PJ). Til forskjell fra MJ er dråpen som skytes ut i fri flyt før den herdes av det ultrafiolette lyset. Det gir tynnere lag da dråpene brer seg utover idet de treffer plattformen, men gir noe mindre kontroll over dråpene.

## 7.2. Oversikt over aktuelle 3D-printere

Det er utført en undersøkelse av et utvalg 3D-printerne som finnes på markedet for å skaffe en oversikt over blant annet pris og byggevolum. Utvalget består av flest industriprintere, men også skrivebordsprintere. Hvilke 3D-printere som er valgt ut er vist i Tabell 7-1. Etter tabellen presenteres 3D-printernes spesifikasjoner i samme rekkefølge som i tabellen, sortert etter printermetode.

Tabell 7-1. Oversikt over utvalgte 3D-printere og hva slags metode de benytter

3D-printer	Type 3D-printer
FormLabs «Form 1+ og Form 2»	SLA
3D Systems «ProJet series og ProX series»	SLA
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	SLA
ProdWays «ProMaker L-series»	DLP
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	DLP
Stratasys «F123 Series»	FDM/FFF
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	FDM/FFF
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	FDM/FFF

3D-printer	Type 3D-printer
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	FDM/FFF
Rodin 4D 3D-printer	FDM/FFF
Carbon «M1»	CLIP
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	MJ
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	MJ
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	PJ

Noen av fabrikantene har serier med 3D-printere med omtrent samme egenskaper, men forskjellig størrelser. Der dette er tilfelle er printerne samlet slik at størrelsen og prisen vises fra minste til største. En sammenligning og vurdering av 3D-printerne er gjort i kapittel 8.3.

#### FormLabs' «Form 1+ og Form 2» (FormLabs 2015c)

- Metode: SLA
- Byggevolum: 125 x 125 x 165 mm – 145 x 145 x 175 mm
- Lagtykkelse: 0,025 – 0,2 mm
- Nøyaktighet: 0,14 – 0,16 mm
- Lasertykkelse: 0,14 – 0,155 mm
- Printerens dimensjoner: 300 x 280 x 450 mm – 350 x 330 x 520 mm
- Printerens vekt: 8 – 13 kg
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS:  
Form 1+: 2400 Euro (21 430 NOK)  
Form 2: 4000 Euro (35 750 NOK)



Figur 7-3. FormLabs 3D-printer Form 1+ (FormLabs 2015a).



Figur 7-4. FormLabs 3D-printer Form 2 (FormLabs 2015b).

### 3D Systems' «ProJet series og ProX series» (3DSystems 2017a)

- Metode: SLA
- Byggevolum: 250 x 250 x 250 mm – 1500 x 750 x 550 mm
- Nøyaktighet: 0,025 – 0,05 mm
- Lasertykkelse: 0,00635 mm
- Printerens dimensjoner: 787 x 737 x 1829 mm – 2200 x 1600 x 2260 mm
- Printerens vekt: 181 kg – 1724 kg
- Hastighet: ProX-printerne påstås å ha 4+ ganger høyere hastighet enn konkurrerende printere
- Oppløsning: 4000 DPI
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS (SolidTechnologies 2017):  
ProJet 6000: 3 125 600 NOK  
ProJet 7000: 4 527 660 NOK  
ProX 800: 583 300 Dollar (4 930 460 NOK)  
ProX 950: 990 000 Dollar (8 367 170 NOK)



*Figur 7-5. 3D Systems 3D-printer ProJet 6000 (3DSystems 2014b).*

*Figur 7-6. 3D Systems 3D-printer ProJet 7000 (3DSystems 2015b).*

### Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500» (CTCElectronic 2016)

- Metode: SLA
- Byggevolum: 500 x 400 x 300 mm
- Nøyaktighet: 0,1 – 0,16 mm
- Lasertykkelse: 0,1 – 0,16 mm
- Printerens dimensjoner: 1750 x 1100 x 1950 mm
- Hastighet: 6 – 12 m/s
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS: 86 000 Dollar (726 930 NOK)



*Figur 7-7. Zuhai CTCs 3D-printer Riverbase 500 (Zuhai 2016).*



### ProdWays «ProMaker L-series» (Genistar 2014)

- Metode: DLP
- Byggevolum: 400 x 330 x 400 mm – 800 x 330 x 400 mm
- Lagtykkelse: 0,025 – 0,15 mm
- Lasertykkelse: 0,04 mm
- Printerens dimensjoner: 1800 x 1200 x 1980 mm – 2200 x 1200 x 1980 mm
- Printerens vekt: 1600 – 2000 kg
- Hastighet: ProMaker-printerne påstås å ha 10 ganger høyere hastighet enn konkurrerende printere
- Oppløsning: 1920 x 1080 piksler
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS (Rosén 2017a):  
L 5000: 3 000 000 NOK  
L 6000: 4 000 000 NOK  
L 7000: 4 500 000 NOK



Figur 7-8. ProdWays 3D-printer ProMaker L5000 (Prodways 2016d).

### EnvisionTEC «P4 Standard XL» (EnvisionTec 2016d)

- Metode: DLP
- Byggevolum: 192 x 120 x 230 mm
- Lagtykkelse: 0,025 – 0,15 mm
- Nøyaktighet: 0,05 – 0,1 mm
- Lasertykkelse: 0,1 mm
- Printerens dimensjoner: 730 x 480 x 1350 mm
- Printerens vekt: 85 kg
- Hastighet: 10 mm/time (i høyden) (Persson 2017)
- Oppløsning: 1920 x 1200 piksler
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS (Persson 2017):  
100 000 Euro (893 030 NOK)



Figur 7-9. EnvisionTECs 3D-printer P4 Standard XL (EnvisionTec 2016c).

### Stratasys «F123 Series» (Stratasys 2017a)

- Metode: FDM/FFF
- Byggevolum: 254 x 254 x 254 mm – 355 x 254 x 355 mm
- Lagtykkelse: 0,127 – 0,33 mm
- Nøyaktighet: 0,2 mm
- Printerens dimensjoner: 1626 x 864 x 711 mm
- Printerens vekt: 227 kg
- Kan kreve etterarbeid i form av fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- Kan printe med gjennomsiktig materiale, men usikkert om resultatet er tilstrekkelig transparent
- PRIS (Lund 2017a):  
 Stratasys F170: 178 400 NOK  
 Stratasys F270: 280 900 NOK  
 Stratasys F370: 412 700 NOK



*Figur 7-10. Stratasys' 3D-printer F170 (Stratasys 2017b).*

### Raise3D «N2 Plus Dual Extruder» (MiMakr 2014c)

- Metode: FDM/FFF
- Byggevolum: 305 x 305 x 610 mm
- Lagtykkelse: Min 0,01 mm
- Nøyaktighet: 0,0125 mm
- Printerens dimensjoner: 616 x 590 x 1112 mm
- Hastighet: 10 – 150 mm/s
- Kan kreve etterarbeid i form av fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- Kan printe med gjennomsiktig materiale, men usikkert om resultatet er tilstrekkelig transparent
- PRIS:  
 4000 Euro (35 720 NOK)



*Figur 7-11. Raise3Ds 3D-printer N2 Plus Dual Extruder (Raise3D 2016).*

#### DeltaWASP «20 x 40 Turbo» (MiMakr 2014b)

- Metode: FDM/FFF
- Byggevolum: Ø 200 x 400 mm
- Lagtykkelse: 0,05 – 0,3 mm
- Printerens dimensjoner: 490 x 440 x 870 mm
- Printerens vekt: 20 kg
- Hastighet: 600 mm/s
- Kan kreve etterarbeid i form av fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- Kan printe med gjennomsiktig materiale, men usikkert om resultatet er tilstrekkelig transparent. Ifølge Worum Scan (Smyth 2017) kan DeltaWASP brukes til 3D-printing av prøvehylsler.
- PRIS:  
3400 Euro (30 360 NOK)



*Figur 7-12. DeltaWASPs 3D-printer 20 x 40 Turbo (Wasp 2017).*

#### Hyvision Systems «Cubicon Single Plus» (MiMakr 2014a)

- Metode: FDM/FFF
- Byggevolum: 240 x 190 x 200 mm
- Lagtykkelse: 0,1 – 0,3 mm
- Nøyaktighet: 0,00625 mm
- Printerens dimensjoner: 554 x 579 x 524 mm
- Printerens vekt: 24 kg
- Hastighet: 500 mm/s
- Kan kreve etterarbeid i form av fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- Kan printe med gjennomsiktig materiale, men usikkert om resultatet er tilstrekkelig transparent.
- PRIS:  
3400 Euro (30 360 NOK)



*Figur 7-13. Hyvision Systems' 3D-printer Cubicon Single Plus (Cubicon 2016).*

### Rodin 4D 3D-printer (Rodin4D 2016a)

- Metode: FDM/FFF
- Byggevolum: Ø 400 x 600 mm
- Lagtykkelse: 0,55 – 3 mm
- Printerens dimensjoner: 800 x 730 x 2140 mm
- Printerens vekt: 250 kg
- Hastighet: Påstår at den bruker 2,5 timer på prøvehylse til amputasjonsstump under kneet
- Kan kreve etterarbeid i form av fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- Kan printe med gjennomsiktig materiale, men usikkert om resultatet er tilstrekkelig transparent. Ifølge nettsiden kan Rodin 4D brukes til 3D-printing av prøvehylser.
- PRIS (Berglund 2017):  
35 000 Euro (312 560 NOK)



Figur 7-14. Rodin 4D 3D-printer (Rodin4D 2016a).

### Carbon «M1» (Aniwaa 2016)

- Metode: CLIP
- Byggevolum: 141 x 79 x 326 mm
- Lasertykkelse: 0,075 mm
- Printerens dimensjoner: 540 x 654 x 1734 mm
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS:  
40 000 Dollar/år (minst tre år)  
(338 100 NOK/år i minst tre år)



Figur 7-15. Carbons 3D-printer M1 (Carbon 2016a).

### 3DSystems «ProJet 3510 SD» (3DSystems 2015a)

- Metode: MJ
- Byggevolum: 298 x 185 x 203 mm
- Lagtykkelse: 0,032 mm
- Nøyaktighet: 0,025 – 0,05 mm
- Printerens dimensjoner: 749 x 1194 x 1511 mm
- Printerens vekt: 323 kg
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS (Sculpteo 2014):  
69 500 Dollar (587 460 NOK)



*Figur 7-16. 3D Systems' 3D-printer ProJet 3510 SD (3DSystems 2014a).*

### 3DSystems «ProJet 2500» (3DSystems 2016b)

- Metode: MJ
- Byggevolum: 298 x 211 x 142 mm
- Lagtykkelse: 0,032 mm
- Nøyaktighet: 0,1016 mm
- Printerens dimensjoner: 1120 x 740 x 1070 mm
- Printerens vekt: 211 kg
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS (SolidTechnologies 2017):  
38 000 Dollar (450 000 NOK)



*Figur 7-17. 3D Systems' 3D-printer ProJet 2500 (3DSystems 2016c).*

### Stratasys «Objet Eden 260 VS» (Stratasys 2015)

- Metode: PJ
- Byggevolum: 255 x 152 x 200 mm
- Lagtykkelse: 0,016 mm
- Nøyaktighet: 0,02 – 0,2 mm
- Printerens dimensjoner: 870 x 735 x 1200 mm
- Printerens vekt: 264 kg
- Oppløsning: 600 x 600 x 1600 DPI
- Krever etterarbeid i form av rens og fjerning av støttemateriale. Kan være behov for noe sliping for å gjøre den glatt.
- PRIS (Andersen 2017):  
113 000 Euro (1 009 120 NOK)



*Figur 7-18. Stratasys' 3D-printer Objet Eden 260 VS (Stratasys 2016a).*

## MATERIALER

Det benyttes forskjellige materialer til de forskjellige 3D-printerne. Selv om noen av printerne bruker samme metode er det ikke sikkert at de kan benytte samme materiale ettersom bedriften bak 3D-printeren ofte utvikler materialer spesielt egnet for egne printere. Tabell 7-2 viser en oversikt over hvilket materiale(r) de utvalgte 3D-printerne kan benytte. Det er valgt å kun se på de materialene som gir en mest mulig transparent prøvehylse.

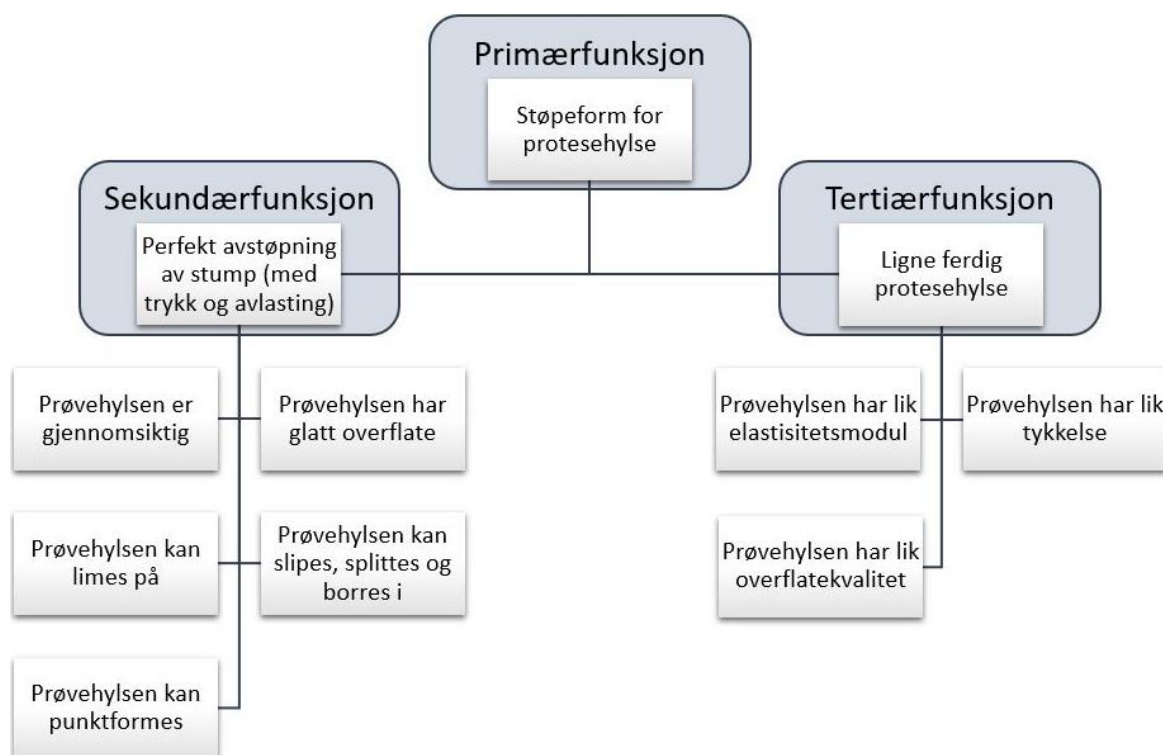
Tabell 7-2. Oversikt over hvilke gjennomsiktige materialer de utvalgte 3D-printerne kan bruke.

3D-printer	Transparent materiale
FormLabs «Form 1+ og Form 2»	Clear Resin GPCL02 (FormLabs 2017d)
3D Systems «ProJet 6000 og ProJet 7000»	VisiJet SL Clear (3DSYSTEMS 2017a)
3D Systems «ProX 800 og ProX 950»	Accura ClearVue (3DSYSTEMS 2017a)
	Accura ClearVue Free (SL 7870) (3DSYSTEMS 2017a)
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	Photosensitiv resin (CTCElectronic 2016)
ProMaker «L5000, L6000 og L7000»	PlastCure Clear 100 (Prodways 2016c)
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	E-shell 450 Series (EnvisionTec 2016e)
Stratasys «F123 series»	Transparent PLA (Lund 2017b)
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	Transparent PETG (3dxtech 2016)
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	Transparent PETG (Bahr 2017a)
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	Transparent PLA (Filamentworld 2017)
Rodin 4D 3D-printer	Transparent PC (Polymaker 2015)
Carbon «M1»	Cyanate Ester 220 (Carbon 2016b)
	Cyanate Ester 221 (Carbon 2017a)
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	VisiJet M3 Crystal (3DSYSTEMS 2015a)
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	VisiJet M3 Crystal (3DSYSTEMS 2015a)
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	FullCure 810 VeroClear (Stratasys 2016c)
	RGD720 (Stratasys 2016b)

## 8. Konseptgenerering

### 8.1. Funksjonsanalyse for prøvehylsen

Prøvehylsens funksjoner er delt inn i en primær-, sekundær- og tertiærfunksjon. Den primære funksjonen er at prøvehylsen skal fungere som en støpeform for protesehylser. For at den skal kunne fungere som en støpeform må den være en perfekt avstøpning av stumpen med trykk og avlasting på riktige steder – sekundærfunksjonen. I tillegg har prøvehylsen en tertiærfunksjon som er at den skal ha like egenskaper som protesehylsen. Funksjonene er skjematisk fremstilt med tilhørende egenskaper i Figur 8-1.



Figur 8-1. Funksjonsanalyse med primær-, sekundær- og tertiærfunksjon med tilhørende egenskaper.

### 8.2. Vurdering av materialer

Det er gjort en vurdering av egenskapene til materialene som brukes av de utvalgte 3D-printerne. Følgende egenskaper er det gjort en vurdering av:

- Like mekaniske egenskaper som protesehylsen
- Høy gjennomsiktighet
- Punktformbarhet
- Sliping, splitting og boring
- Liming
- Hudvennlighet

Egenskapenes viktighet er rangert som beskrevet i kapittel 5.3.



## MEKANISKE EGENSKAPER

Det er et ønske hos ortopediingeniører at prøvehylsen skal være så lik den endelige protesehylsen som mulig (Gjøra 2017a). Protesehylder lages av forskjellige materialer avhengig av hvilket bruksområde protesen skal ha (Hansen & Starholm 2017). Protesehylder lages ofte i PMMA (også kjent som akryl) eller polyester. Akryl finnes det datablader på og vil være utgangspunktet for sammenligningen av de mekaniske egenskapene til 3D-printermaterialene (Tabell 8-1).

Tabell 8-1. Akryls egenskaper til sammenligning med 3D-printermaterialer

Elastisitetsmodul [MPa] (Aga 2015)	Strekfasthet [MPa] (Aga 2015)	Forlengelse ved brudd [%] (Aga 2015)
2500 - 3500	50 - 80	2 - 10

Egenskapene som er presentert i Tabell 8-1 gir en oversikt over hvilken stivhet som er ønsket (elastisitetsmodul), den maksimale spenningen i materialet før det oppstår brudd (strekfasthet) (Støren 2009) og den relative forlengelsen ved brudd. Det er disse verdiene som sammenlignes med 3D-printermaterialene for å finne det materialet som er mest likt en ferdig protesehylses mekaniske egenskaper.

Verdiene til 3D-printermaterialenes egenskaper (de samme som for akryl) er samlet i Tabell 8-2. Tabellen inneholder også en sammenligning med akryl og viser hvor mange poeng materialene har fått på grunn av likheten med akryl.

Tabell 8-2. Sammenligning mellom 3D-printermaterialene og akryl (PMMA)

Materiale	Elastisitets-modul [MPa]		Strekfasthet [MPa]		Forlengelse ved brudd [%]	
	Testmetode: ASTM D-638-04		Testmetode: ASTM D-638-03		Testmetode: ASTM D-638-05	
Clear Resin GPCL02 (FormLabs 2017d)	2800	+4	65	+4	6,2	+4
VisiJet SL Clear (3DSYSTEMS 2017a)	2560	+4	52	+4	6	+4
Accura ClearVue (3DSYSTEMS 2017a)	2270 - 2640	+4	46 - 53	+4	3 - 15	+4
Accura ClearVue Free (SL 7870) (3DSYSTEMS 2017a)	1920- 2010	-4	38 - 42	-4	10 - 22	+4
PlastCure Clear 100 (Prodways 2016c)	2200 - 2400	-4	43 - 56	+4	5 - 8	+4



Materiale	Elastisitets-modul [MPa]		Strekfasthet [MPa]		Forlengelse ved brudd [%]	
	Testmetode: ASTM D-638-04		Testmetode: ASTM D-638-03		Testmetode: ASTM D-638-05	
E-shell 450 Series (EnvisionTec 2016e)	2150 - 3250	+4	40 - 48	-4	2 - 4	+4
Transparent PLA (Lund 2017b)	XZ: 3039 ZX: 2539	+4	XZ: 45 ZX: 26	-4	XZ: 2,5 ZX: 1	-4
Transparent PETG (Bahr 2017a)	-	-4	50	+4	120	-4
Transparent PC (Polymaker 2015)	2247 - 2367	-4	61,4 - 64	+4	2,8 - 3,5	+4
Cyanate Ester 220 (Carbon 2016b)	3900 - 4500	-4	90 - 110	-4	2 - 4	+4
Cyanate Ester 221 (Carbon 2017a)	3730 - 4010	-4	79 - 105	+4	2,5 - 4,1	+4
VisiJet M3 Crystal (3DSYSTEMS 2015a)	1463	-4	42,4	-4	6,83	+4
FullCure 810 VeroClear (Stratasys 2016c)	2000 - 3000	+4	50 - 65	+4	10 - 25	+4
RGD720 (Stratasys 2016b)	2000 - 3000	+4	50 - 65	+4	15 - 25	+4

## GJENNOMSIKTIGHET

Selv om materialet som benyttes til å 3D-printe prøvehylsen i utgangspunktet er transparent er det ikke en selvfølge at det ferdige produktet er gjennomsiktig. 3D-printing ved bruk av FDM/FFF gir som regel dårlig gjennomsiktighet. Hvert lag blir sprøytet ut og lagt oppå det forrige slik at de smelter sammen. Normalt blir det liggende luftlommer mellom lagene som gir mulighet for lysspredning (Zubel et al. 2016). Lysspredning vil si at lyset treffer atomer, molekyler eller andre små partikler som forstyrrer den rettlinjede stien til lyset (Holtebekk 2009). Spredningen vil gi inntrykk av at lyset kommer fra partiklene lyset har truffet. Det gjør dermed at luftlommene mellom de 3D-printede lagene blir synlige og delen blir mindre transparent. For å øke gjennomsiktigheten bør det altså være så lite luft mellom de printede lagene som mulig.


Forsøk på å optimalisere en FDM/FFF 3D-printer til å printe mest mulig transparent ble gjort ved Danmarks Tekniske Universitet (Zubel et al. 2016). Forsøkene besto i å variere parametrene dysetemperatur, printehastighet (hastigheten dysen beveger seg med) og filenthastighet (hastigheten filament mates inn i dysen). Dysetemperaturen bør ifølge artikkelen ligge på et nivå som gjør at filamenttrådene smelter ordentlig sammen uten at viskositeten blir for lav. Når printehastigheten er lav viser det seg at det forrige laget har mer

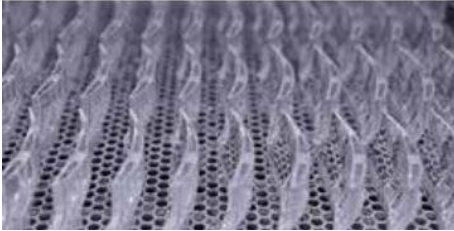

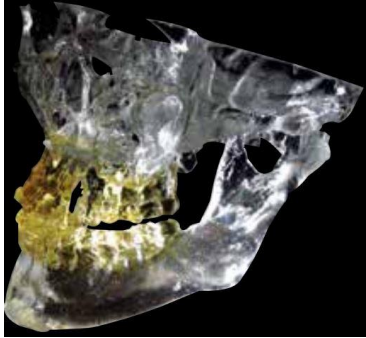

tid til å bli varmet opp av den varme dysen. Det gjør det lettere for to lag å smelte ordentlig sammen. Printehastigheten bør altså være så lav som mulig. Filamenthastigheten bør verken være høy eller lav. Det viser seg i artikkelen at ved for lav hastighet er det ikke nok filament til å fylle det nødvendige volumet. Ved for høy hastighet ble det samlet for mye materiale på modellen slik at presisjonen ble forverret og 3D-printerens drift ble hindret. Forsøkene gjort i artikkelen viser at gjennomsiktigheten kan øke på en 3D-printer som benytter FDM/FFF ved å justere de beskrevne parameterne beskrevet. Det vil allikevel ikke gjøre modellen fullstendig transparent.





Ved SLA, DLP, CLIP, MJ og PJ smeltes lagene sammen på en annen måte enn ved FDM/FFF. Ved SLA, DLP og CLIP blir hvert lag herdet til det forrige ved at det forrige laget ligger i kontakt med den flytende resinen. Det gjør det vanskeligere å lage luftlommer mellom lagene og delen blir derfor mer gjennomsiktig ved bruk av transparent materiale. Det er vanskelig å få plass til luftlommer mellom lagene printet med MJ eller PJ da dråpene med resin blir skutt mot det forrige laget og skyver bort luften som befant seg der. Lagene blir preparert for neste lag ved enten å kutte eller rulle over overflaten slik at det er optimalt for neste lag å feste seg. Noen av materialene som benyttes ved MJ er sårbare for UV-lys i etterkant av printingen og kan få forverret gjennomsiktighet over tid (Strand 2017b).




SLA, DLP, FDM/FFF, CLIP, MJ og PJ er 3D-printemetoder som alle kan printe transparente deler, men det er ulik klarhet på de ferdige produktene. Tabell 8-3 viser bilder av hvordan materialene kan se ut når de er ferdig printet og hvilke poeng materialene får for sin gjennomsiktighet.


Tabell 8-3. Bildeoversikt over hvordan en ferdig del kan se ut når den 3D-printes med forskjellig metode og materiale.

Materiale	Metode	Bilde	
Clear Resin GPCL02	SLA	 <p><i>Figur 8-2. Clear Resin GPCL02 printet med FormLabs 3D-printer (FormLabs 2017c).</i></p>	+5

Materiale	Metode	Bilde	
VisiJet SL Clear	SLA	 <p data-bbox="555 577 1252 645"><i>Figur 8-3. VisiJet SL Clear printet med 3D Systems ProJet series (3DSYSTEMS 2017a).</i></p>	+5
Accura ClearVue	SLA	 <p data-bbox="555 898 1252 965"><i>Figur 8-4. Accura ClearVue printet med 3D Systems ProX series (3DSYSTEMS 2017d).</i></p>	+5
Accura ClearVue Free (SL 7870)	SLA	 <p data-bbox="555 1384 1252 1451"><i>Figur 8-5. Accura ClearVue Free (SL 7870) printet med 3D Systems ProX series (3DSYSTEMS 2017b).</i></p>	+5
PlastCure Clear 100	DLP	 <p data-bbox="580 1765 1220 1832"><i>Figur 8-6. PlastCure Clear 100 printet med ProdWays ProMaker L-series (Prodways 2016b).</i></p>	+5

Materiale	Metode	Bilde	
E-shell 450 Series	DLP	 <p data-bbox="552 584 1257 647"><i>Figur 8-7. E-shell 450 Series printet med EnvisionTECs P4 Standard XL (EnvisionTec 2016b).</i></p>	+5
Transparent PLA	FDM/FFF	 <p data-bbox="552 954 1257 1016"><i>Figur 8-8. Transparent PLA printet med FDM/FFF-printer (Agirlwitha3dprinter 2012).</i></p>	-5
Transparent PETG	FDM/FFF	 <p data-bbox="600 1424 1209 1487"><i>Figur 8-9. Transparent PETG-filament printet med FDM/FFF-printer (Taulman 2015).</i></p>	-5
Transparent PC	FDM/FFF	 <p data-bbox="552 1854 1257 1917"><i>Figur 8-10. Transparent PC-filament printet med Rodin 4D 3D-printer (Rodin4D 2016a).</i></p>	+5

Materiale	Metode	Bilde		
Cyanate Ester 220 Cyanate Ester 221	CLIP	 <p data-bbox="598 750 1209 817"><i>Figur 8-11. Cyanate Ester printet med Carbons M1 (Carbon 2017b).</i></p>		+5
VisiJet M3 Crystal	MJP	 <p data-bbox="576 1216 1232 1283"><i>Figur 8-12. VisiJet M3 Crystal printet med 3D Systems ProJet 3510 SD (3DSystems u.å.).</i></p>		-5
FullCure 810 VeroClear	PolyJet	 <p data-bbox="608 1659 1203 1727"><i>Figur 8-13. FullCure 810 VeroClear printet med Stratasys' Objet Eden 260 VS (Stratasys u.å.-b).</i></p>		+5

Materiale	Metode	Bilde	
RGD720	PolyJet	 <p data-bbox="549 674 1262 741"><i>Figur 8-14. RGD720 printet med Stratasys' Objett Eden 260 VS (Stratasys u.å.-a).</i></p>	+5

## PUNKTFORMBARHET

Plastmaterialer deles inn i to forskjellige typer plaster – *termoplast* og *herdeplast* (Ore & Stori 2009). Dersom det ikke skjer en kjemisk herdereaksjon i platen ved oppvarming defineres platen som en termoplast. Slike plaster kan forandre form om og om igjen ved å bli varmet opp. Plaster som reagerer kjemisk slik at molekylene bindes sammen til sammenhengende nettverk blir kalt herdeplaster. Det er ikke mulig å forandre form på slike plaster etter herdingsprosessen uten å ødelegge platen.

For at prøvehylsen skal være formbar på små punkter må materialet den lages av være en termoplast. Hvilken type plast 3D-printeren benytter avhenger av hvilken metode som brukes til å 3D-printe. Materialene som benyttes ved FDM/FFF-printing er termoplaster (Molitch-Hou 2016a). Resinen, det flytende plastmaterialet som benyttes ved 3D-printing med SLA, DLP, CLIP, MJ og PJ er photopolymerer som herder når de blir utsatt for lysstråler, som for eksempel UV-lys. Slike materialer er herdeplaster og kan derfor ikke formes på nytt etter 3D-printingen er utført. Alle materialene som brukes ved FDM/FFF-printing får derfor 5 poeng og alle som brukes til de andre metodene får -5 poeng.

## SLIPING, SPLITTING OG BORING

Hardheten til et materiale er med på å bestemme om materialene kan slipes, borres og splittes. Materialet bør ha en hardhet av Shore D eller ha høyere Shore A enn 70 (Gabrielsen 2017). Tabell 8-4 viser materialenes hardhet, Shore D, men de fleste materialene har ingen informasjon om hardheten. Det betyr at det ikke er gjennomført offisielle tester for materialets hardhet. Tabellen viser hvilke poeng materialene har fått for sin hardhet.

Tabell 8-4. Materialenes hardhet, Shore D.

Materiale	Hardness Shore D	
Clear Resin GPCL02 (FormLabs 2017d)	-	-4
VisiJet SL Clear (3DSystems 2017a)	-	-4
Accura ClearVue (3DSystems 2017c)	84	+4
Accura ClearVue Free (SL 7870) (3DSystems 2017a)	-	-4
PlastCure Clear 100 (Prodways 2016c)	80 - 85	+4
E-shell 450 Series (EnvisionTec 2016e)	82 - 85	+4
Transparent PLA (Lund 2017b)	-	-4
Transparent PETG (Bahr 2017a)	Kan limes, slipes, poleres	+4
Transparent PC (Polymaker 2015)	-	-4
Cyanate Ester 220 (Carbon 2016b)	-	-4
Cyanate Ester 221 (Carbon 2017a)	92	+4
VisiJet M3 Crystal (3DSystems 2015a)	Kan drilles, limes, males og belegges	+4
FullCure 810 VeroClear (Stratasys 2016c)	83 - 86	+4
RGD720 (Stratasys 2016b)	83 - 86	+4

Det er ingen av materialene som har informasjon om at de ikke er harde nok til å bli slipt, splittet eller boret i. Det betyr at det bør utføres tester for å se om ferdig 3D-printede produkter kan slipes, bores i eller splittes. Når det gjelder sliping er det ofte en del av etterarbeidet ved 3D-printing. Når det benyttes støttemateriale som må brytes av vil det i noen tilfeller være behov for å slippe vekk ujevnheter. Det vil si at de fleste av materialene bør kunne slipes.

Et hult objekt, slik som en prøvehylse, kan være vanskelig å splitte dersom den er 3D-printet med en FDM/FFF-printer. Lagene en slik printermetode gir kan sprekke opp dersom objektet



blir utsatt for krefter på feil sted. Hvilken retning prøvehylsen 3D-printes i spiller derfor en stor rolle. Hvis prøvehylsen er printet med lagene i samme retning som en eventuell splitting skal foregå, kan hele prøvehylsen sprekke i to deler. Ofte har ikke lagene smeltet godt nok inn i hverandre til at bindingene klarer å holde imot dersom laget begynner å splitte.

## LIM

De aller fleste materialer kan på en eller annen måte limes (Hansen 2017). Det kan være nødvendig med overflatebehandling i form av pussing slik at limet fester seg bedre, eller en form for primer. Hvilket lim som egner seg til hvilket materiale må testes og forhøres med forhandlere av lim. Med bakgrunn i dette er det valgt å se bort fra punktet om liming i vurderingen av materialene.

## HUDKONTAKT

Tabell 8-5 viser informasjon om hvilke sertifikater materialene har for å kunne være i kontakt med hud. Det er ikke alle materialene som har et slikt sertifikat. Grunnen til det behøver ikke å være at de ikke kan være i kontakt med hud, men at det ikke er utført en offisiell test. Tabellen viser også hvilke poeng materialene har fått ved vurdering av hudkontakt.

Tabell 8-5. Oversikt over hva slags sertifikater materialene har når det gjelder kontakt med hud.

Materiale	Kontakt med hud	
Clear Resin GPCL02	Kan ikke brukes som medisinsk utstyr i kontakt med kroppen (FormLabs 2017e)	-5
VisiJet SL Clear	USP Class VI Capable (3DSYSTEMS 2016a)	+5
Accura ClearVue	USP Class VI Capable (3DSYSTEMS 2017a)	+5
Accura ClearVue Free (SL 7870)	Ingen informasjon	-5
PlastCure Clear 100	Møter kriteriene for irritasjon, allergi og cytotoxicitet for biokompatibel evaluering av medisinsk utstyr (DIN ISO 10993). (Prodways 2016c)	+5
E-shell 450 Series	Ingen informasjon om sertifikat, men brukes til høreapparat og medisinsk utstyr. (EnvisionTec 2016b)	+5
Transparent PLA	Ingen informasjon.	-5
Transparent PETG	Ingen informasjon om sertifikat, men brukes i kontakt med hud ved Bahr Sentralproduksjon. (Bahr 2017a)	+5



Materiale	Kontakt med hud	
Transparent PC	Ingen informasjon om sertifikat, men brukes i kontakt med hud ifølge Rodin 4D sin nettside. (Rodin4D 2016a)	+5
Cyanate Ester 220	Ingen informasjon	-5
Cyanate Ester 221	Ingen informasjon	-5
VisiJet M3 Crystal	USP Class VI Capable (3DSystems 2016a)	+5
FullCure 810 VeroClear	Ingen informasjon	-5
RGD720	Ingen informasjon	-5

Tabell 8-6 viser en total oversikt over poengfordelingen og poengsummen de ulike materialene har fått etter vurderingen som er gjort.

*Tabell 8-6. Poengfordeling etter en vurdering av 3D-printermaterialenes egenskaper. Vurderingen inneholder en sammenligning med akryl av egenskapene E-modul, strekkfasthet og forlengelse ved brudd, om materialet er gjennomsiktig, om det er mulig å punktforme det, om det kan slipes, splittes og bores i og om det er hudvennlig.*

Materiale	Antall +	Antall -	SUM
Clear Resin GPCL02	17	14	3
VisiJet SL Clear	22	9	13
Accura ClearVue	26	5	21
Accura ClearVue Free (SL 7870)	9	22	-13
PlastCure Clear 100	22	9	13
E-shell 450 Series	22	9	13
Transparent PLA	9	22	-13
Transparent PETG	18	13	5

Materiale	Antall +	Antall -	SUM
Transparent PC	23	8	15
Cyanate Ester 220	9	22	-13
Cyanate Ester 221	17	14	3
VisiJet M3 Crystal	13	18	-5
FullCure 810 VeroClear	21	10	11
RGD720	21	10	11

Materialene i Tabell 8-6 som har fått en høyere poengsum enn 10 er markert med grønn. Materialet Accura ClearVue har alle egenskapene som kreves, bortsett fra å kunne punktformes ved hjelp av varme. PC er materialet med nest høyest poengsum. Det er ikke dokumentert at PC kan slipes, splittes og bores i og stivheten er litt lavere enn for akryl. Av materialene som er vurdert er det Accura ClearVue og PC som ser ut til å egne seg best til produksjon av prøvehylser ved hjelp av 3D-printing.

### 8.3. Vurdering av 3D-printere

I kapittel 7.2 er det vist et utvalg av hva som finnes på markedet når det gjelder 3D-printere. Det er stor variasjon i størrelse, hastighet, nøyaktighet og pris. Dette delkapittelet tar for seg en vurdering av de utvalgte 3D-printerne for å se hvilke som kan egne seg best i bruk ved produksjon av prøvehylser. Vurderingen er gjort ut fra følgende egenskaper:

- Stort byggevolum
- Høy overflatekvalitet
- Lav pris
- Høy hastighet
- Fungerende materiale

Egenskapenes viktighet er rangert som beskrevet i kapittel 5.3.

#### BYGGEVOLUM

Optimalt sett bør 3D-printeren ha et byggevolum med en omkrets på 800 mm og en høyde på 500 mm (Starholm 2017a). Det er valgt å senke kravene noe da dette er ytterpunktet ved bruk også på prøvehylser til underekstremiteter. For å kunne fungere til de fleste overekstremiteter er det valgt å se på 3D-printere som har et byggevolum større enn Ø 250 x 300 mm. Tabell

8-7 viser de utvalgte 3D-printernes byggevolum og hvilke poeng de får på grunn av størrelsen.

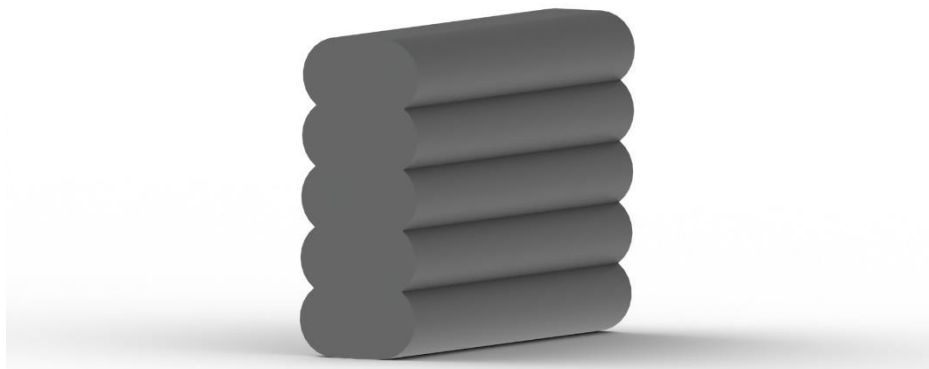
Tabell 8-7. De utvalgte 3D-printernes byggevolum

3D-printer	Byggevolum	
FormLabs «Form 1+»	125 x 125 x 165 mm	-4
FormLabs «Form 2»	145 x 145 x 175 mm	-4
3D Systems «ProJet 6000»	250 x 250 x 250 mm	-4
3D Systems «ProJet 7000»	380 x 380 x 250 mm	+4
3D Systems «ProX 800»	650 x 750 x 550 mm	+4
3D Systems «ProX 950»	1500 x 750 x 550 mm	+4
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	500 x 400 x 300 mm	+4
ProdWays «ProMaker L5000»	400 x 330 x 400 mm	+4
ProdWays «ProMaker L6000»	800 x 330 x 400 mm	+4
ProdWays «ProMaker L7000»	800 x 330 x 400 mm	+4
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	192 x 120 x 230 mm	-4
Stratasys «F170»	254 x 254 x 254 mm	-4
Stratasys «F270»	305 x 254 x 305 mm	+4
Stratasys «F370»	355 x 254 x 355 mm	+4
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	305 x 305 x 610 mm	+4
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	Ø 200 x 400 mm	-4
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	240 x 190 x 200 mm	-4
Rodin 4D 3D-printer	Ø 400 x 600 mm	+4
Carbon «M1»	141 x 79 x 326 mm	-4
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	298 x 185 x 203 mm	-4
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	298 x 211 x 142 mm	-4
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	255 x 152 x 200 mm	-4

## OVERFLATEKVALITET

Overflatestrukturen på innsiden av prøvehylsen bør være lik overflatestrukturen på innsiden av protesehylsen. En protesehylse lages med forskjellig struktur i overflaten beregnet på hvordan den skal sitte på pasienten (Hansen & Starholm 2017). En glatt protesehylse kan gi et «vakuum» inne i hylsen slik at den sitter godt, men kan lett gli av pasienten når det produseres svette. To protesehylser som i utgangspunktet er helt like kan være komplett forskjellig for pasienten bare på grunn av overflatestrukturen innvendig i hylsen. Strukturen på overflaten til en protesehylse frembringes ved å trekke den positive gipsmodellen med en slags strømpe med glatt, matt eller grov overflate før protesehylsen trekkes utenpå. En 3D-printet hylse må etterbehandles og ofte pusses for å få vekk støttemateriale eller ujevnheter i overflaten. Når det gjøres kan overflatestrukturen til en viss grad bestemmes, men det er ikke enkelt å pusse innvendig i alle hylseformer.

Overflateruheten til et printet produkt varierer med printemetode og den enkelte printerens innstillinger. Når det gjelder printemetode kommer FDM/FFF dårligst ut dersom produktet skal ha fin og glatt overflatestruktur. Hvert lag printes ut som sirkulære tråder og gir et tydelig skille mellom lagene, som vist i Figur 8-15.



Figur 8-15. Overflatestruktur ved FDM/FFF-printing. Tegnet i SolidWorks.

Rillene som oppstår ved FDM/FFF-printing må fjernes ved sliping eller pussing for å oppnå en helt glatt overflate. Graden av ruhet varierer med printerinnstillingene og kvaliteten på 3D-printeren. Et produkt som er printet med SLA har som beskrevet tidligere (kapittel 7.1) mer avrundede kanter enn et som er printet med DLP. Antall piksler, sammen med størrelsen på produktet vil være avgjørende for overflateruheten til et produkt printet med DLP. Det samme gjelder for produkter printet ved hjelp av CLIP. Printing med MJ eller PJ vil ligne mer på overflaten til produkter printet med SLA. Dråpene som skytes ut lag på lag er sirkelformede og vil gi avrundede kanter. Lagtykkelsen ved MJ- eller PJ-printing er veldig liten og vil derfor gi en glatt overflate.

Metoden som benyttes kan altså si noe om overflatekvaliteten og -nøyaktigheten på produktet som blir 3D-printet. For å få en glatt overflate er det viktig at 3D-printeren har god nøyaktighet og tynne lag. Der er for å unngå for ru overflate som kan gi for mye struktur på proteser der det ikke er ønskelig. Mye struktur kan gjøre det vanskeligere å holde proteser

ren. Det er enklere å gi protesehylsen mer struktur i etterkant enn å fjerne strukturen i en prøvehylse. Det er derfor ønskelig å ha så glatt overflatestruktur som mulig. Tabell 8-8 viser hvilken metode de utvalgte 3D-printerne benytter og hvilke poeng de får på grunn av overflatekvalitet.

Tabell 8-8. 3D-printermetode til de utvalgte 3D-printerne. Metoden sier noe om overflatekvalitet og -nøyaktighet.

3D-printer	Type 3D-printer	
FormLabs «Form 1+ og Form 2»	SLA	+4
3D Systems «ProJet series og ProX series»	SLA	+4
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	SLA	+4
ProdWays «ProMaker L-series»	DLP	+4
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	DLP	+4
Stratasys «F123 Series»	FDM	-4
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	FFF	-4
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	FFF	-4
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	FFF	-4
Rodin 4D 3D-printer	FFF	-4
Carbon «M1»	CLIP	+4
3DSysyems «ProJet 3510 SD»	MJP	+4
3DSysyems «ProJet 2500»	MJP	+4
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	PolyJet	+4

## PRIS

Det er gjort et estimat for å finne ut hva den maksimale prisen på en 3D-printer bør være dersom det skal kunne gi økonomisk gevinst over tid. Det er bestemt at i løpet av seks år i drift skal det å bruke 3D-printeren koste mindre enn 600 NOK per prøvehylse. Dette er ikke inkludert materialkostnader og tiden en ortopedingeniør eller tekniker bruker på å operere 3D-printeren i for- og etterkant. I estimatet er det tatt med i beregningen at det produseres 200 prøvehyllser per år.

$$6 \text{ år} \cdot 200 \text{ prøvehyllser} = 1200 \text{ prøvehyllser} \quad \text{Formel 4}$$

$$1200 \text{ prøvehyllser} \cdot 600 \text{ NOK} = 720\,000 \text{ NOK} \quad \text{Formel 5}$$

Formel 4 og Formel 5 viser at dersom det skal koste mindre enn 600 NOK å bruke 3D-printeren per prøvehylse som produseres etter seks års bruk, kan ikke 3D-printeren koste mer enn 720 000 NOK. Tabell 8-9 viser hva de utvalgte 3D-printerne koster og hvilke poeng de får på grunn av «lav» pris. Det er valgt å gi poeng også til 3D-printeren som koster 726 930 NOK.

Tabell 8-9. Pris på de utvalgte 3D-printerne i NOK.

3D-printer	Pris 3D-printer	
FormLabs «Form 1+»	21 430 NOK	+3
FormLabs «Form 2»	35 750 NOK	+3
3D Systems «ProJet 6000»	3 125 600 NOK	-3
3D Systems «ProJet 7000»	4 527 660 NOK	-3
3D Systems «ProX 800»	4 930 460 NOK	-3
3D Systems «ProX 950»	8 367 170 NOK	-3
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	726 930 NOK	+3
ProdWays «ProMaker L5000»	3 000 000 NOK	-3
ProdWays «ProMaker L6000»	4 000 000 NOK	-3
ProdWays «ProMaker L7000»	4 500 000 NOK	-3
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	893 030 NOK	-3
Stratasys «F170»	178 400 NOK	+3
Stratasys «F270»	280 900 NOK	+3
Stratasys «F370»	412 700 NOK	+3
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	35 720 NOK	+3
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	30 360 NOK	+3
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	30 360 NOK	+3
Rodin 4D 3D-printer	312 560 NOK	+3
Carbon «M1»	338 100 NOK/år i minst tre år	-3
3DSysyems «ProJet 3510 SD»	587 460 NOK	+3
3DSysyems «ProJet 2500»	450 000 NOK	+3
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	1 009 120 NOK	-3

## HASTIGHET

Tiden det tar å 3D-printe en prøvehylse varierer fra printer til printer. Det kommer blant annet an på printemetode, nøyaktighet og lagtykkelse. Det betyr at selv om to printere benytter samme metode kan tiden de bruker avvike med flere timer. I tillegg krever noen av printemetodene at det gjøres etterarbeid i form av vasking, fjerning av støttemateriale og UV-herding.

En test-prøvehylse (Figur 8-16) er designet for å kunne estimere tiden det tar å 3D-printe med forskjellige metoder. Det har ikke vært mulig å finne eksakt tid for alle de forskjellige metodene, men det er gjort estimater med grunnlag i artikler som sammenligner forskjellige 3D-printermetoder.

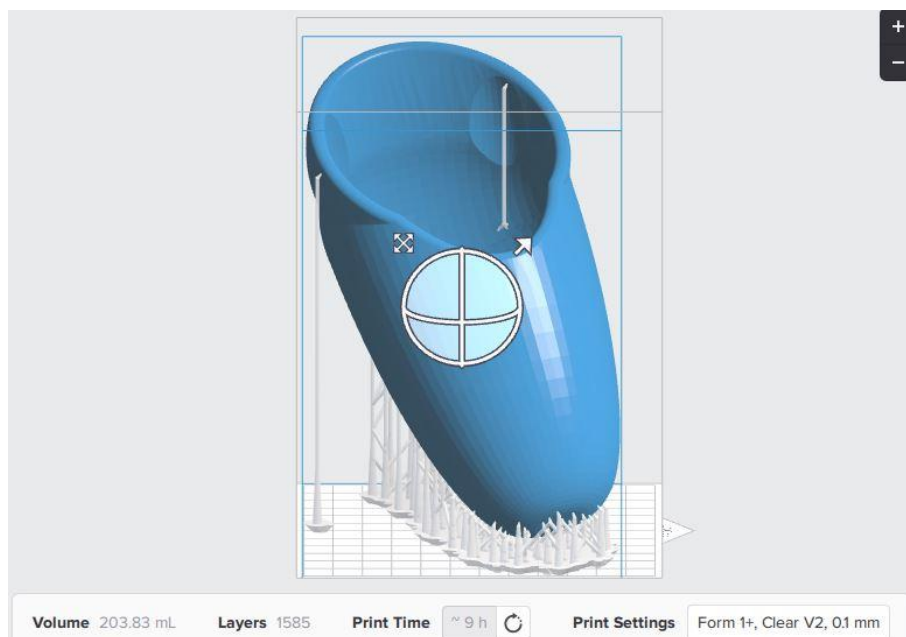


*Figur 8-16. Test-prøvehylse designet i SolidWorks for estimering av tid ved 3D-printing med forskjellige metoder.*

Test-prøvehylsen er sendt til forskjellige aktører for 3D-printing for å se hvor lang tid en slik modell trenger. Under følger en oversikt over metodene for 3D-printing med gitt tid for printing av test-prøvehylsen ved bruk av en bestemt 3D-printer eller et tidsestimat der tiden er ukjent.

## SLA

FormLabs Form 1+ bruker omtrent 9 timer ved printing av Test-prøvehylsen. Det er funnet ut ved å bruke FormLabs' programvare PreForm (Figur 8-17).



Figur 8-17. Test-prøvehylsen i programvaren PreForm. 3D-printingen vil ta omtrent 9 timer ved oppstilling av hylsen på denne måten med automatisk generert støttemateriale.

Innstillingene for test-prøvehylsens lagtykkelse i PreForm er satt til 0,1 mm. Med 1585 lag vil det si at modellens høyde er 158,5 mm. Det tar omtrent 9 timer å printe hylsen. Det vil si at printerens hastighet er omtrent 17,5 mm per time. Modellen er hul og trenger med dette oppsettet ikke mye støttemateriale innvendig. Dersom det skulle printes en lik modell som ikke var hul ville det tatt omtrent 21 timer med lik lagtykkelse (fra PreForm). Det vil si at printerens hastighet på omtrent 7,5 mm per time. For en SLA-printer har altså selve modellen som skal printes mye å si for hastigheten.

## DLP

ProdWays hevder at deres DLP-printere er omtrent 10 ganger raskere enn tradisjonelle SLA-printere (Prodways 2016a) (Rosén 2017b). Ved DLP projiseres hvert lag som et helt bilde istedenfor at laget tegnes ved hjelp av en laserstråle. Om modellen er hul eller hel har altså ikke noe å si for hastigheten til en slik printer. Dersom det stemmer at DLP-printere er 10 ganger raskere enn SLA vil det si at test-prøvehylsen kan printes i løpet av én time med en hastighet på 175 mm per time.

En artikkel i Engineering.com hevder at vanlige DLP-printere har en hastighet rundt 10 mm per time (Molitch-Hou 2016b). Med denne hastigheten vil det ta omtrent 16 timer å 3D-printe test-prøvehylsen i samme posisjon som i Form 1+. Dersom hylsen plasseres liggende vil det ta omtrent 8,5 timer.



## FDM/FFF

En DeltaWASP 3D-printer bruker omtrent 5,5 timer på å printe test-prøvehylsen. Tiden er gitt av Bahr Sentralproduksjon. Det er beregnet med en laghøyde på 0,3 mm og gir da en hastighet på omtrent 33,5 mm per time.

## MJ/PJ

Det er valgt å se på hastigheten til MJ- og PJ-printere sammen da metodene ikke har store forskjeller. Ved Universitetet i Oslo har de en PJ-printer som kalles Objekt 500 Connex fra Stratasys. Det er en maskin som ligner på Objekt Eden 260 VS, men den har større byggevolum: 490 x 390 x 200 mm. En test-prøvehylse vil ta 13,5 timer å printe i denne 3D-printeren ifølge UiO. Det er ikke kjent hvilken orientering test-prøvehylsen har ved denne tiden, men det tas utgangspunkt i at den bygges i høyden. Det gir en hastighet på printerens på omtrent 14 mm per time.

## CLIP

Beth McKenna har skrevet en artikkel om CLIP-teknologien bak Carbons printer M1. Hun hevder at CLIP er rapportert til å printe 25 til 100 ganger raskere enn de ledende 3D-printerteknologiene PJ, SLS (Selective Laser Sintering) og SLA (McKenna 2016). Dersom M1 er 25 ganger raskere enn Form 1+ (SLA) vil det si at test-prøvehylsen kan printes på omtrent 22 minutter med en hastighet på 437,5 mm per time. Ved 100 ganger høyere hastighet vil modellen printes på 5 og et halvt minutt med en hastighet på 1750 mm per time.

Dersom CLIP er 25 ganger raskere enn Objekt 500 Connex (PJ) vil test-prøvehylsen printes på omtrent 33 minutter med en hastighet på 350 mm per time. 100 ganger høyere hastighet vil si at modellen kan printes på omtrent 8 minutter med en hastighet på 1400 mm per time.

Artikkelen fra Engineering.com hevder at Carbons M1 har en hastighet på omtrent 10 mm per minutt (600 mm per time). Dersom dette er tilfelle vil en test-prøvehylse printet i høyden printes på 18,5 minutter og 8,5 minutter dersom den printes liggende.

Tabell 8-10 viser en oversikt over de forskjellige 3D-printermetodene med tilhørende estimert hastighet. Hastigheten til en 3D-printer, uansett metode, vil variere. Det kan variere med nøyaktighet, lagtykkelse, materiale, modellens form og valg av retning på modellen som skal 3D-printes. Tallene i tabellen nedenfor er derfor kun ment å se på som et estimat og er ikke den reelle hastigheten.

*Tabell 8-10. Estimert hastighet ved bruk av forskjellige 3D-printermetoder. Estimatenes er gjort ut fra en test-prøvehylse og sammenligning av metodene.*

Metode	Estimert hastighet [mm/time]
SLA	7,5 – 17,5
DLP	10 – 175

Metode	Estimert hastighet [mm/time]
FDM/FFF	33,5
MJ/PJ	14
CLIP	350 – 1750

Det er satt et krav til at printerens hastighet bør være minst 30 mm/time. Tabell 8-11 viser de utvalgte 3D-printernes estimerte hastighet og hvilke poeng de får for «høy» hastighet.

Tabell 8-11. De utvalgte 3D-printernes estimerte hastighet

3D-printer	Estimert hastighet [mm/time]	
FormLabs «Form 1+»	7,5 – 17,5	-3
FormLabs «Form 2»	7,5 – 17,5	-3
3D Systems «ProJet 6000»	7,5 – 17,5	-3
3D Systems «ProJet 7000»	7,5 – 17,5	-3
3D Systems «ProX 800»	7,5 – 17,5	-3
3D Systems «ProX 950»	7,5 – 17,5	-3
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	7,5 – 17,5	-3
ProdWays «ProMaker L5000»	10 – 175	+3
ProdWays «ProMaker L6000»	10 – 175	+3
ProdWays «ProMaker L7000»	10 – 175	+3
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	10 – 175	+3
Stratasys «F170»	33,5	+3
Stratasys «F270»	33,5	+3
Stratasys «F370»	33,5	+3
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	33,5	+3
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	33,5	+3
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	33,5	+3
Rodin 4D 3D-printer	33,5	+3
Carbon «M1»	350 – 1750	+3
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	14	-3

3D-printer	Estimert hastighet [mm/time]	
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	14	-3
STRATASYS «Objet Eden 260 VS»	14	-3

## MATERIALE

De materialene som har fått mer enn 10 som total poengsum ved vurderingen i kapittel 8.2 er valgt å se på som «fungerende». Tabell 8-12 viser de utvalgte 3D-printernes materialer og hvilke poeng de får for «fungerende» materiale.

Tabell 8-12. De utvalgte 3D-printernes materialer

3D-printer	Materiale	
FormLabs «Form 1+ og Form 2»	Clear Resin GPCL02	-5
3D SYSTEMS «ProJet series»	VisiJet SL Clear	+5
3D SYSTEMS «ProX series»	Accura ClearVue	+5
	Accura ClearVue Free (SL 7870)	
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	Fotosensitiv resin	+5
ProdWAYS «ProMaker L-series»	PlastCure Clear 100	+5
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	E-shell 450 Series	+5
Stratasys «F123 Series»	PLA transparent	-5
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	Transparent PETG	-5
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	Transparent PETG	-5
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	Transparent PLA	-5
Rodin 4D 3D-printer	Transparent PC	+5
Carbon «M1»	Cyanate Ester 220	-5
	Cyanate Ester 221	
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	VisiJet M3 Crystal	-5
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	VisiJet M3 Crystal	-5
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	FullCure 810 VeroClear	+5
	RGD720	

Tabell 8-13 viser en total oversikt over poengfordelingen og poengsummen de utvalgte 3D-printerne har fått i dette kapittelet basert på 3D-printernes egenskaper.

Tabell 8-13. Summen av poengene de utvalgte 3D-printerne har fått ved å ha eller ikke ha bestemte egenskaper

3D-printer	Antall +	Antall -	SUM
FormLabs «Form 1+»	7	12	-5
FormLabs «Form 2»	12	7	5
3D Systems «ProJet 6000»	9	10	-1
3D Systems «ProJet 7000»	13	6	7
3D Systems «ProX 800»	13	6	7
3D Systems «ProX 950»	13	6	7
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	11	8	3
ProdWays «ProMaker L5000»	16	3	13
ProdWays «ProMaker L6000»	16	3	13
ProdWays «ProMaker L7000»	16	3	13
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	12	7	5
Stratasys «F170»	6	13	-7
Stratasys «F270»	10	9	1
Stratasys «F370»	10	9	1
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	10	9	1
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	6	13	-7
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	6	13	-7
Rodin 4D 3D-printer	15	4	11
Carbon «M1»	7	12	-5
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	7	12	-5
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	7	12	-5
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	9	10	-1

Det er til sammen 13 av 22 de 3D-printerne som har en poengsum høyere enn 0. De fire 3D-printerne som har høyere poengsum enn 10 er markert med grønn i Tabell 8-13. ProdWays

ProMaker L5000, L6000 og L7000 har høyest poengsum med 13 poeng og fikk minuspoeng på grunn av høy pris. Rodin 4Ds 3D-printer fikk 11 poeng med minus for kvaliteten FDM/FFF-printing gir. 3D Systems ProJet 7000, ProX 800 og ProX 950 fikk 7 poeng med trekk for høy pris og lav hastighet, men det er disse tre 3D-printerne som har et av de to materialene som egner seg best (Accura ClearVue). Ut fra vurderingen i dette kapitlet er det de nevnte syv 3D-printerne som egner seg best til å 3D-printe prøvehyler.

## 8.4. Vurdering av 3D-skannere

En 3D-skanner som brukes på overekstremiteter må være mer nøyaktig enn ved bruk på underekstremiteter (Jonsson 2017). En underekstremitet er ofte større enn en overekstremitet og har større områder med bløtdeler. Når en overekstremitet skal skannes er det flere detaljer som må fanges opp og mindre områder med bløtdeler som kan ha mye trykk. Når skanneren har fanget opp det som er av ytre konturer er det viktig at programvaren som benyttes til modellering er spesialisert til å jobbe med overekstremiteter. Da kan man justere på en mer kontrollert måte enn når modelleringen skjer i et mer generelt program.

Dersom det skal være et poeng med å bruke en 3D-skanner istedenfor gipsavstøpning bør selve skanningen ta kort tid og være enkel i bruk. Det samme gjelder programvaren hvor modelleringen av prøvehylsen skal foregå. Skanneren bør derfor være svært nøyaktig for å få med nok detaljer og programvaren bør være tilpasset ortopedisk bruk.

Tabell 8-14. Oversikt over hvilke 3D-skannere som kan være aktuelle til bruk innenfor 3D-skanning av overekstremiteter

3D-skanner	Aktuell/uaktuell
Rodin 4D, «Structure sensor»	Uaktuell
SCANIFY «Fuel3D»	Uaktuell
Vorum «Spectra™»	Aktuell
Artec Eva 3D Scanner	Aktuell
Rodin 4D «M4D Scan»	Aktuell
Willow Wood «OMEGA Scanner 3D»	Aktuell
Willow Wood «OMEGA Tracing Hardware»	Uaktuell
BioSculptor «BioScanner™»	Aktuell

Tabell 8-14 viser hvilke av de utvalgte 3D-skannerne som kan være aktuelle til bruk innenfor 3D-skanning av overekstremiteter dersom det stilles høye krav til nøyaktighet og at programvaren er tilpasset ortopedisk bruk.

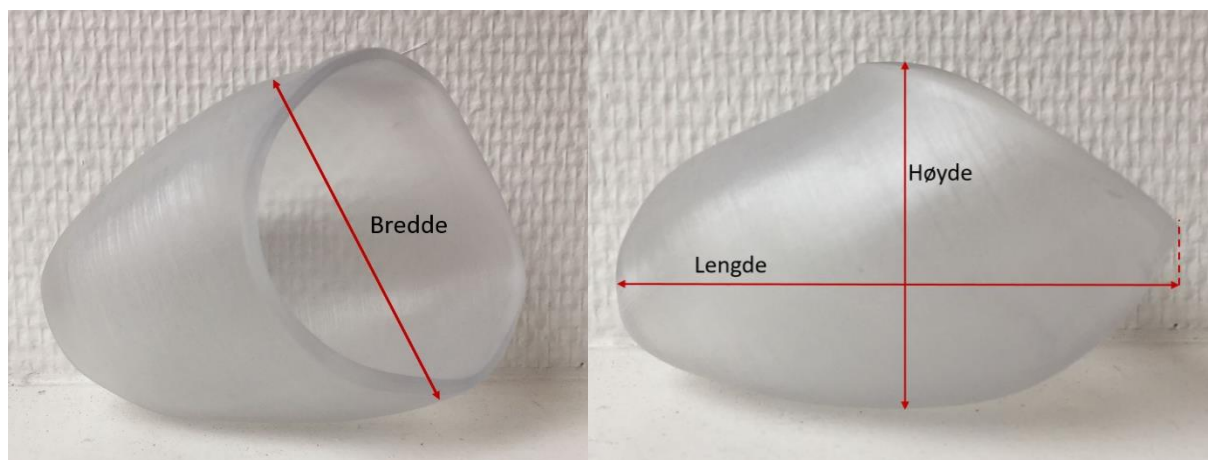
## 8.5. Prototyper

Tidlig i prosjektet ble det bestemt at det skulle 3D-printes en prototype-prøvehylse. Etter et møte med Sophies Minde ble det tatt kontakt med en pasient som kunne tenke seg å være med som testperson. Hun ble valgt ut fordi hun har en kort underarmsstump, noe som ville gjøre kostnadene lavere ved 3D-printing. Ortopediingeniørene ved Sophies Minde stilte med 3D-skanneren OMEGA Tracing Hardware fra WillowWood og pasientens stump ble skannet av en ortopediingeniør. En nærmere beskrivelse av denne prosessen er forklart i kapittel 9.4.1.

Resultatet av skanningen var en stl-fil som kunne 3D-printes til en prøvehylse. Det ble printet tre prototype-prøvehylser med tre forskjellige 3D-printermetoder. Størrelsen til prototype-prøvehylsene er gitt i Tabell 8-15, og Figur 8-18 viser hvor målene er tatt.

Tabell 8-15. Prototype-prøvehylsenes størrelse.

Mål	Størrelse	Enhet
Bredde	80	mm
Lengde	120	mm
Høyde	70	mm



Figur 8-18. Mål av prototype-prøvehylsene.

### PRØVEHYLSE NR. 1

Den første prøvehylsen (Figur 8-19) ble printet hos Bahr Sentralproduksjon av en ortopediingeniør. Han brukte en FDM/FFF-printer (3D-printer: DeltaWASP) og materialet PETG. Prøvehylsen ble printet med en lagtykkelse på 0,3 mm, laveste printehastighet og en dysetemperatur på 245 °C. Den har en veggtykkelse på 2 mm. Selve 3D-printingen tok i overkant av tre timer med prøvehylsen i «stående» posisjon med åpningen øverst. Det var litt støttemateriale i bunnen som ble fjernet på under fem minutter i tillegg til at kanten ble gått over med et pussepapir.



Figur 8-19. Prøvehylse nr. 1, 3D-printet med en FDM-printer.

### PRØVEHYLSE NR. 2

Den andre prøvehylsen ble printet hos Prototal Norge med metoden SLA (3D-printer: 3D Systems SLA 5000) og materialet Accura ClearVue. Prøvehylsen ble printet med en lagtykkelse på 0,10 mm og en veggtykkelse på 3 mm. Selve 3D-printingen tok 16 timer med prøvehylsen i «stående» posisjon og en innstilling for å gi best mulig overflate. Uten denne innstillingen ville 3D-printingen ha tatt 7-9 timer. Etterarbeidet besto av å fjerne støttemateriale, rengjøre prøvehylsen i to omganger med børste og isopropanol og aceton før den ble etterherdet i et UV-kammer i 30 minutter. Etterarbeidet tok samlet omtrent én time.



Figur 8-20. Prøvehylse nr. 2, 3D-printet med en SLA-printer.

### PRØVEHYLSE NR. 3

Den tredje prøvehylsen er printet hos Canon Norge med en MJ-printer (3D-printer: 3D Systems ProJet 2500) og materialet VisiJet Crystal. Den har en lagtykkelse på 32 µm og en veggtykkelse på 3 mm. Selve 3D-printingen tok omtrent 18 timer med prøvehylsen i «liggende» posisjon. Etterarbeidet besto i å fjerne støttematerialet (en form for voks) i en varmeovn. Etter omtrent 20 min i ovn ble prøvehylsen skyllet av i en egen beholder.



Figur 8-21. Prøvehylse nr. 3, 3D-printet med en MJ-printer.

## 8.6. Påkjenninger

En prøvehylse til overekstremiteter blir ikke utsatt for store påkjenninger. Den skal bare være et hjelpemiddel for å finne riktig passform på den endelige protesehylsen. Det er derfor valgt å gjøre en enkel påkjenningsanalyse i to situasjoner en protesehylse vil oppleve. De to situasjonene er:

Situasjon 1 – Armen henger rett ned. Protesen, med enderedskap, er festet på kondylene

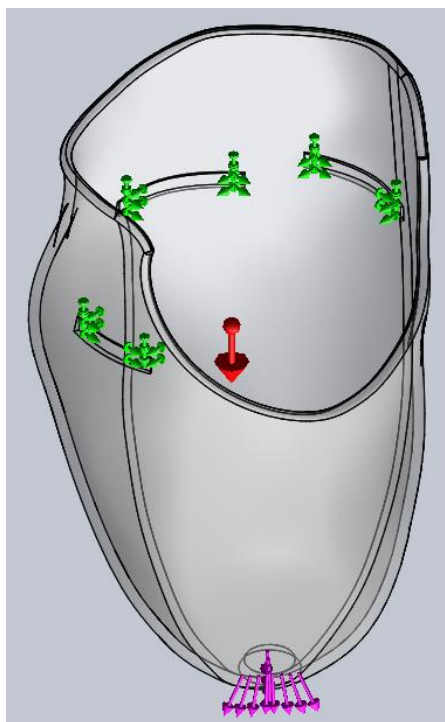
Situasjon 2 – Armen er løftet rett opp med enderedskapet på enden

En enkel analyse av de to situasjonene er gjort i SolidWorks. I SolidWorks er det ikke mulig å legge inn at hylsen er 3D-printet med for eksempel FDM/FFF, som gir tydelige lag. Det vil si at analysen ikke blir realistisk med de 3D-printede materialene og det er derfor valgt å gjøre analysen med en protesehylse laget i akryl. For å kunne sette på opplagre der det var ønskelig er det modellert inn tre flater der kondylene og albuen vil være. Det er valgt å gjøre et overslag ved å si at protesehylsen med enderedskap gir en tyngde på 50 N. Ved å utsette protesehylsen for denne belastningen finner man spenningen på protesehylsen og samtidig hvilket trykk stumpen blir påført. I tillegg kan man finne deformasjonen av protesehylsen i de ulike situasjonene. Prøvehylsens tykkelse er satt til 2 mm.

### 8.6.1. Situasjon 1 – Armen henger rett ned. Protesen, med enderedskap, er festet på kondylene

Kreftene og opplagerne satt på hylsen er vist i Figur 8-22. Det er valgt å se på festet ved kondylene som fast innspent. På figuren er opplagrene vist som grønne piler. Figur 8-23 viser detaljer om hvordan protesehylsen ble meshet i Solid Works.



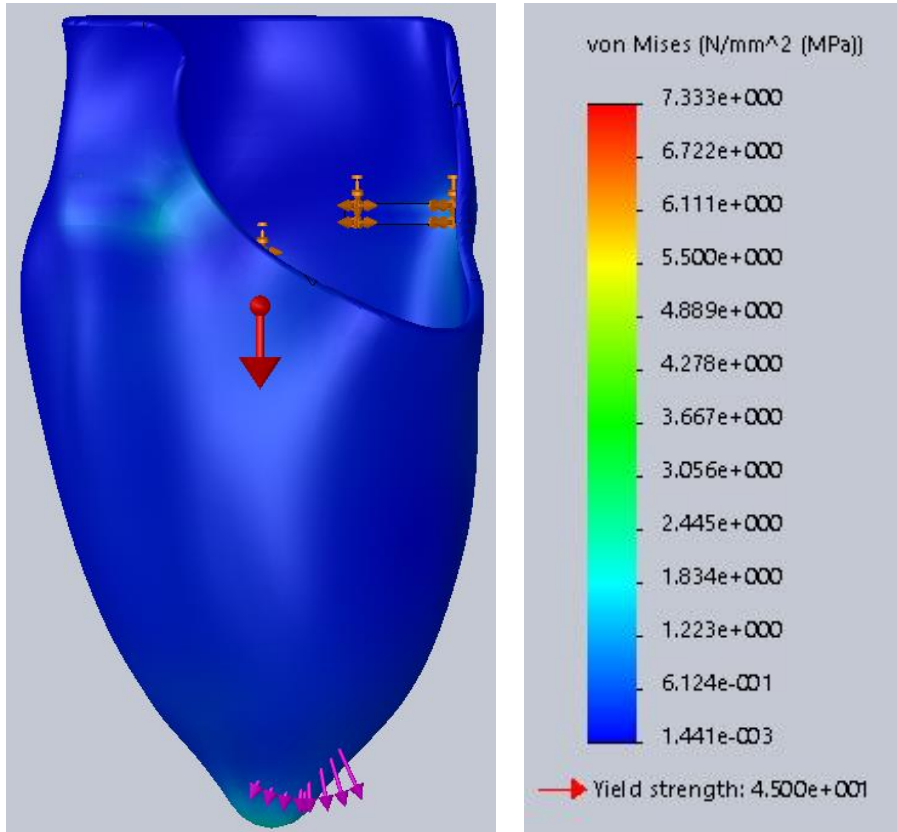


Figur 8-22. Protesehylsen er opplagret over kondylene og albuen (grønne piler). Gravitasjonen virker i retningen til den røde pilen på bildet. De rosa pilene viser retningen til kraften gitt av protesen med enderedskep.

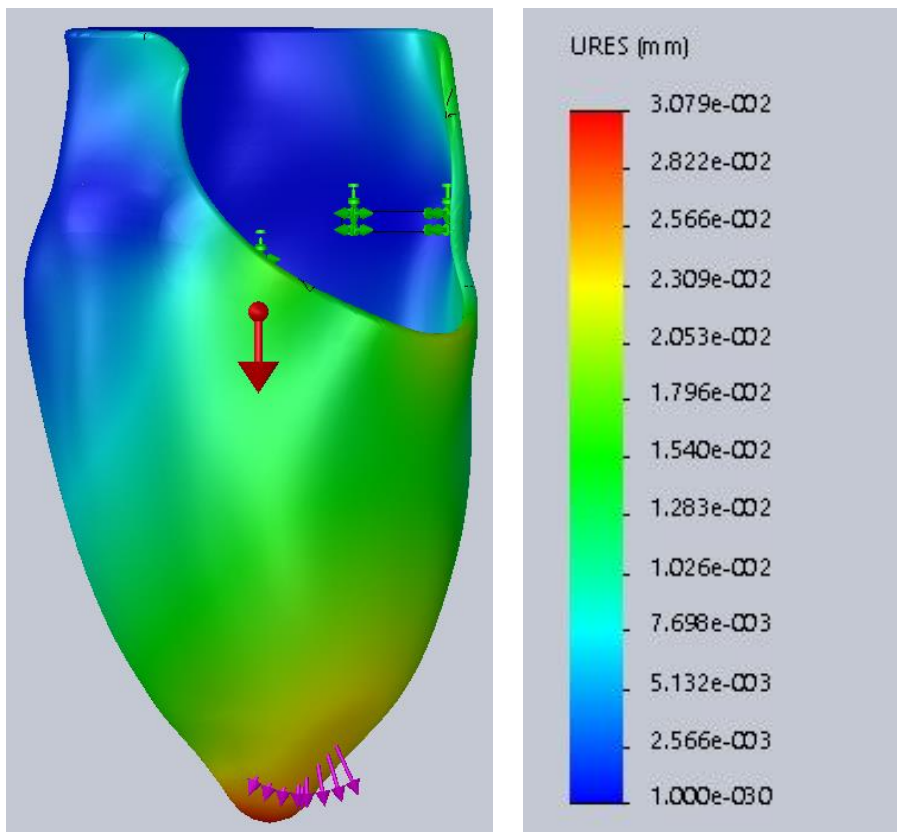
Mesh Details	
Study name	Situasjon 1 (-Default-)
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used	Standard mesh
Automatic Transition	Off
Include Mesh Auto Loops	Off
Jacobian points	4 points
Element size	3.91041 mm
Tolerance	0.19552 mm
Mesh quality	High
Total nodes	17627
Total elements	8808
Maximum Aspect Ratio	19.745
Percentage of elements with Aspect Ratio < 3	85.5
Percentage of elements with Aspect Ratio > 10	0.352
% of distorted elements (Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss)	00:00:09
Computer name	

Figur 8-23. Detaljer om mesh av protesehylsen i situasjon 1 i Solid Works.

Spenningsresultatet og deformasjonen på grunn av kreftene satt på hylsen er vist i Figur 8-24 og Figur 8-25.



Figur 8-24. Von Mises spenninger på hylsen.

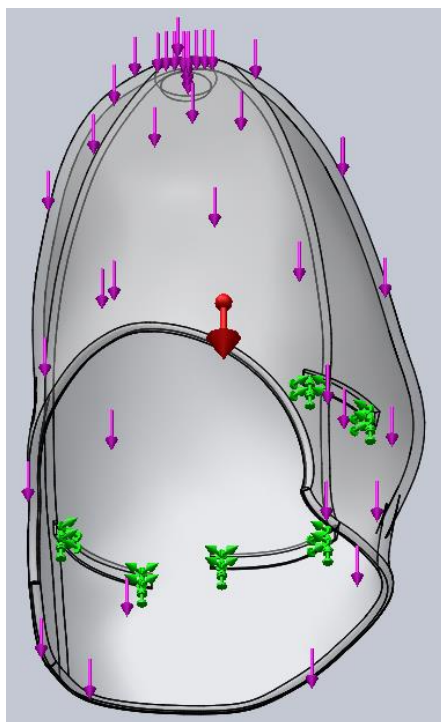


Figur 8-25. Deformasjon av hylsen.

Både spenningene og deformasjonen er veldig liten på hylsen. Den største spenningen oppstår ved kondylene. Det er en spenning på 7,3 MPa som vil tilsvare det største trykket på stumpen. Det er ikke en høy spenning, men dersom tyngden blir større ved at for eksempel noe blir løftet, vil spenningen øke. Den største deformasjonen er i enden av hylsen, der det vil være festet et enderedskap. Den største deformasjonen er på 0,03 mm. En så liten deformasjon er neglisjerbar i en slik situasjon.

### 8.6.2. Situasjon 2 – Armen er løftet rett opp med enderedskapet på enden

Kreftene og opplagene satt på hylsen er vist i Figur 8-26. Det er valgt å se på festet ved kondylene og albuen som fast innspent. På figuren er opplagene vist som grønne piler. Figur 8-27 viser detaljer om hvordan protesehylsen ble meshet i Solid Works.

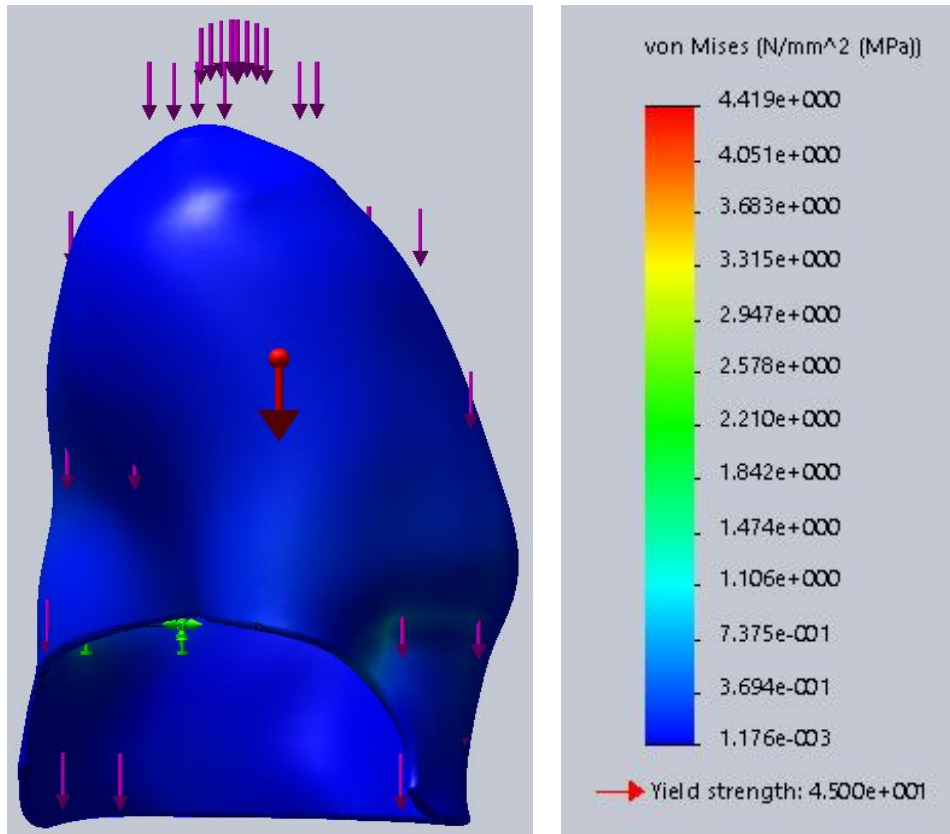


Figur 8-26. Protesehylsen er opplagret over kondylene og albuen (grønne piler). Gravitasjonen virker i retningen til den røde pilen på bildet. De rosa pilene viser retningen til kreftene gitt av protesen med enderedskap.

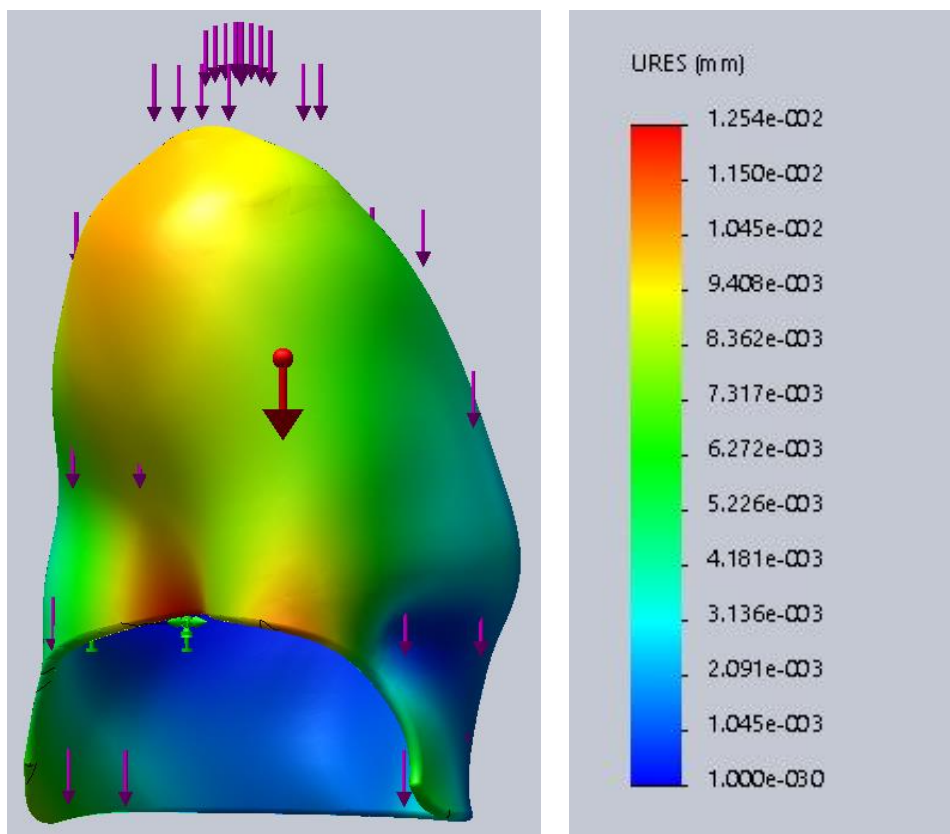
Mesh Details	
Study name	Situasjon 4 [-Default-]
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used	Standard mesh
Automatic Transition	Off
Include Mesh Auto Loops	Off
Jacobian points	4 points
Element size	3.91041 mm
Tolerance	0.19552 mm
Mesh quality	High
Total nodes	17627
Total elements	8808
Maximum Aspect Ratio	19.745
Percentage of elements with Aspect Ratio < 3	85.5
Percentage of elements with Aspect Ratio > 10	0.352
% of distorted elements (Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss)	00:00:07
Computer name	

Figur 8-27. Detaljer om mesh av protesehylsen i situasjon 2 i Solid Works.

Spenningsresultatet og deformasjonen på grunn av kreftene satt på hylsen er vist i Figur 8-28 og Figur 8-29.



Figur 8-28. Von Mises spenninger på hylsen



Figur 8-29. Deformasjon av hylsen

Både spenningene og deformasjonen er veldig liten på hylsen. Den største spenningen oppstår ved kondylene og er på 4,4 MPa, som vil tilsvare det største trykket på stumpen. Det er ikke en høy spenning, men dersom tyngden blir større ved at for eksempel noe blir båret vil spenningen også øke. Den største deformasjonen er i enden av hylsen, der det vil være festet et enderedskap. Den største deformasjonen er på 0,013 mm. En så liten deformasjon er neglisjerbar i en slik situasjon.

## 9. Test av prototyper

Det er utført en test av tre prototype-prøvehylser 3D-printet med metodene FDM/FFF, SLA og MJ. Pasienten og ortopediingeniøren fikk utdelt hvert sitt brukeropplevesskjema med spørsmål om prosessen. Brukeropplevesskjemaene har forskjellig funksjon for pasienten og ortopediingeniøren. Pasienten får spørsmål om hvordan prosessene oppleves og hvilken metode som foretrekkes. Ortopediingeniørene får mer praktiske spørsmål om tid og prøvehylsenes egenskaper og funksjon i tillegg til hvilken metode som foretrekkes å bruke.

### 9.1. Målsettinger for testingen

Det er satt mål for testingen for å få svar på spørsmål som er relevante for oppgaven. Målene er delt inn i hovedmålet og delmålene som følger.

#### 9.1.1. Testens hovedmål

Hovedmålet for testen er å få innsikt i om 3D-skanning og 3D-printing kan benyttes som metode for produksjon av prøvehylser for overekstremiteter.

#### 9.1.2. Testens delmål

Delmålene til testen er:

- Å få et tidsaspekt på de forskjellige trinnene i prosessen
- Å finne ut hvilken metode som foretrekkes
- Å finne ut om det er mulig å bruke en prøvehylse som er 3D-printet med FDM/FFF
- Å finne ut om det er mulig å bruke en prøvehylse som er 3D-printet med SLA
- Å finne ut om det er mulig å bruke en prøvehylse som er 3D-printet med MJ
- Å finne ut hvilke krav prototype-prøvehylsene tilfredsstill

### 9.2. Valg av testpopulasjon

Testen er gjort på en pasient med høy transradial amputasjon og er utført av to ortopediingeniører. Ortopediingeniøren som utførte selve skanningen har 15 års erfaring med underekstremiteter, men har ikke jobbet med overekstremiteter tidligere. Den andre av ortopediingeniørene har tre års erfaring med overekstremiteter, men når han bruker 3D-skanning gjøres det vanligvis av gipspositiven og ikke pasientens stump.

### 9.3. Innhold og form på testskjemaet

Det er laget et brukeropplevesskjema i to deler til pasienten og et i tre deler til ortopediingeniøren. Pasientens to deler består av 3D-skanningen sammenlignet med gipsavstøpning og testing av tre 3D-printede prøvehylser. Det er kun den første siden av del to

som er vist i dette kapittelet da det er de samme spørsmålene som stilles for alle de tre 3D-printede prøvehylsene. Ortopediingeniørens første del består av det samme temaet som pasientens – sammenligning av 3D-skanning og gipsavstøpning. Del to handler om modelleringen av prøvehylsen på datamaskin sammenlignet med gipsmodellering. Den tredje delen inneholder spørsmål om de tre 3D-printede prøvehylsenes egenskaper og funksjoner. Det er kun de to første sidene av del tre som er vist i dette kapittelet da det er de samme spørsmålene som stilles for alle de tre 3D-printede prøvehylsene. Test av punktforming og splitting er gjort i etterkant med hjelp av en ingeniør ved HiOAs ortopediingeniørlinje.

Brukeropplevesskjema pasient

Del 1

## Brukeropplevelse pasient

### 3D-SKANNING / GIPSAVSTØPNING:

1. Hvordan vil du beskrive opplevelsen av gipstaging av underarmsstump? (Ring rundt)

Komfort:

Behagelig	Litt behagelig	Likegyldig	Litt ubehagelig	Ubehagelig
-----------	----------------	------------	-----------------	------------

Tid:

Kort tid	Middels tid	Lang tid
----------	-------------	----------

2. Hvordan vil du beskrive opplevelsen av at underarmsstumpen blir 3D-skannet? (Ring rundt)

Komfort:

Behagelig	Litt behagelig	Likegyldig	Litt ubehagelig	Ubehagelig
-----------	----------------	------------	-----------------	------------

Tid:

Kort tid	Middels tid	Lang tid
----------	-------------	----------

3. Hvilken metode foretrekker du at ortopediingeniøren bruker når det tas mål til protesen? (Ring rundt)

Gipsavstøpning	3D-skanning	Likegyldig
----------------	-------------	------------



Brukeropplevesskjema pasient

Del 2

## Brukeropplevelse pasient

### TEST AV 3D-PRINTET PRØVEHYLSE:

TYPE: FDM/FFF

1. Hvordan oppleves prøvehylsen? (Ring rundt)

For stiv	Passelig stiv	For lite stiv
----------	---------------	---------------

2. Hvordan oppleves prøvehylsens innside mot huden? (Ring rundt)

For glatt	Passelig glatt	Litt ru	Veldig ru
-----------	----------------	---------	-----------

3. Sammenlignet med tidligere prøvehylser, hvordan oppleves av- og på-tagning av hylsen i forhold til materialet som er brukt? (Ring rundt)

Enkelt	Litt enkelt	Ingen forskjell	Litt vanskelig	Vanskelig
--------	-------------	-----------------	----------------	-----------

4. Foretrekker du denne prøvehylsen fremfor en som er fremstilt ved vakuumforming av termoplast over en gipspositiv? (Ring rundt)

JA	NEI	De er like gode
----	-----	-----------------

5. Har denne prøvehylsen noen egenskaper som er annerledes enn en som er fremstilt ved vakuumforming av termoplast over en gipspositiv?

1. \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_
2. \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_
3. \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Brukeropplevesskjema Ortopediingeniør

Del 1

### Brukeropplevelse ortopediingeniør

Antall år som ortopediingeniør for overekstremiteter:

Svar: \_\_\_\_\_

#### 3D-SKANNING / GIPSAVSTØPNING:

1. Hvor lang tid tar det vanligvis å ta en gipsavstøpning til en underarmshylse?

Svar: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

2. Hvor lang tid tok det å 3D-skanne en underarmsstump?

Svar: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

3. Har du brukt 3D-skanning som metode for å lage en modell til underarmsprotese tidligere?

JA	NEI
----	-----

4. Hvilken metode foretrekker du å bruke for å få en modell av denne pasienten? (Ring rundt)

Gipsavstøpning	3D-skanning	Likegyldig
----------------	-------------	------------

Brukeropplevesskjema Ortopediingeniør

Del 2

### Brukeropplevelse ortopediingeniør

#### 3D-MODELLERING / GIPSMODELLERING:

1. Hvor lang tid tar det å modellere en positiv gipsavstøpning til en underarmsamputert?

Svar: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

2. Hvor lang tid tok det å gjøre klar en prøvehylse for underarmsamputasjon til 3D-printing ved hjelp av 3D-modellering på en datamaskin?

Svar: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Brukeropplevelsesskjema Ortopediingeniør

Del 3

### Brukeropplevelse ortopediingeniør

#### TEST AV 3D-PRINTET PRØVEHYLSE:

TYPE: FDM/FFF

1. Hvordan oppleves prøvehylsens gjennomsiktighet? (Ring rundt)

Helt klar	Tilstrekkelig klar	Lite klar	Ugjennomsiktig
-----------	--------------------	-----------	----------------

2. Hvordan oppleves prøvehylsens overflate? (Ring rundt)

For glatt	Passelig glatt	Litt ru	Veldig ru
-----------	----------------	---------	-----------

3. Hvordan oppleves prøvehylsens stivhet? (Ring rundt)

For stiv	Passelig stiv	For lite stiv
----------	---------------	---------------

4. Kan prøvehylsen slipes? (Ring rundt)

J A	N E I
-----	-------

5. Kan prøvehylsen splittes? (Ring rundt)

J A	N E I
-----	-------

6. Kan prøvehylsen bores i? (Ring rundt)

J A	N E I
-----	-------

7. Kan prøvehylsen punktformes? (Ring rundt)

J A	N E I
-----	-------

Side 1 av 6

Brukeropplevelsesskjema Ortopediingenjør

Del 3

8. Foretrekker du denne prøvehylsen fremfor en som er fremstilt ved vakuumforming av termoplast over en gipspositiv? (Ring rundt)

JA	NEI	De er like gode
----	-----	-----------------

9. Har denne prøvehylsen noen egenskaper som er annerledes enn en som er fremstilt ved vakuumforming av termoplast over en gipspositiv?

1. \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_
2. \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_
3. \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## 9.4. Resultater og resultattolkning

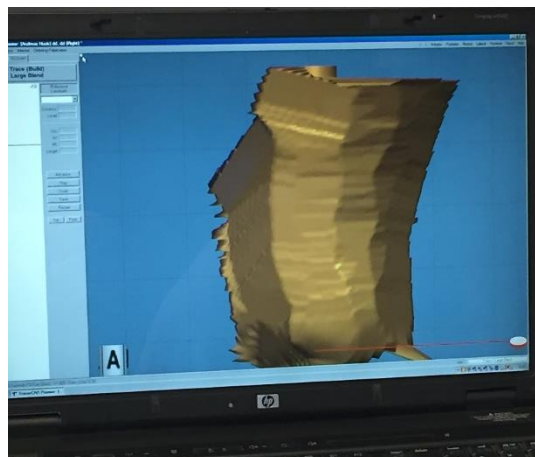
### 9.4.1. 3D-skanning av pasient og digital modellering

Det ble utført en skanning ved Sophies Minde av en pasient med høy transradial amputasjon. Skanningen ble utført med OMEGA Tracing Hardware (også kalt Tracer Pen. Beskrivelse i kapittel 6). Det er en «penn» som føres langs og i kontakt med objektet som skal skannes. En sender er plassert i nærheten for å fange opp formene og sende dem til en datamaskin. Tracer Pen er ikke lenger i produksjon, men brukes av Sophies Minde til å 3D-skanne underekstremiteter.

Prosessen foregikk ved at pennens tupp først markerte viktige punkter på stumpen som vist på Figur 9-1. Deretter ble pennens langside ført over stumpen med et svakt trykk. Samtidig som pennens ble ført langs stumpens overflate ble det automatisk tegnet en tredimensjonal modell av stumpen på datamaskinen (Figur 9-2).



*Figur 9-1. 3D-skanning utføres på en pasient med transradial amputasjon. Tuppen av Tracer Pen markerer viktige punkter på stumpen. En sender er plassert på stolen ved siden av pasienten.*



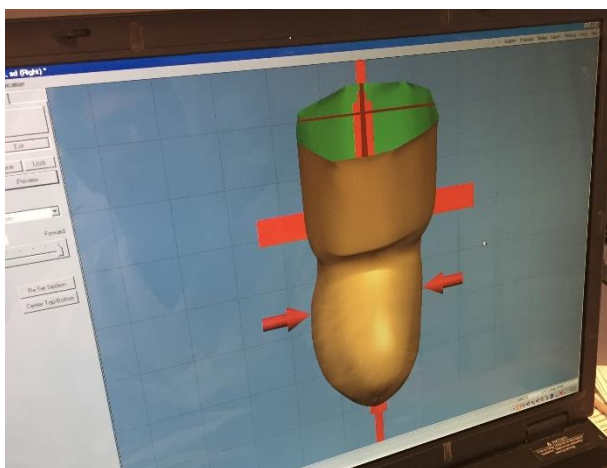
*Figur 9-2. Stumpens overflate overføres til en datamaskin i sanntid via senderen og Tracer Pen. Overflaten er ujevn før modelleringen begynner i programmet.*

Ortopediingeniøren som utførte skanningen jobber vanligvis med underekstremiteter og Tracer Pen er opprinnelig designet for bruk på underekstremiteter. Det vil si at dette instrumentet ikke er optimalt for skanning av overekstremiteter. Grunnen er at når pennens er i kontakt med kroppen er den best på å detektere større konturer og ikke like god til å fange opp små detaljerte former. Det er flere bløtdeler på en underekstremitet og generelt større overflater enn på en overekstremitet. Det svake trykket som legges på pasientens stump under skanningen gjør at den digitale modellen blir litt mindre enn selve stumpen. Når stumpen har mye bløtdeler, som en underekstremitet er ikke det et problem. Ved skanning av en overekstremitet kan imidlertid det svake trykket gjøre at hylsen blir for liten.

Skanningsprosessen tok omtrent 15 minutter. Det er viktig å huske at skanningen ble utført av en som vanligvis holder på med underekstremiteter og at utstyret er designet for bruk på

underekstremiteter i tillegg til at det er utdatert. Med en annen 3D-skanner og mer erfaring kan tiden mest sannsynlig kortes ned noe.

Da skanningen var ferdig ble den skannede stumpen modellert i OMEGAs programvare *Tracer*. Ujevnheter ble slettet ut og det ble gjort kontrollmål for å sammenligne stumpen og modellen på datamaskinen (Figur 9-3). Modellen ble til slutt justert til å ha noe fleksjon.



Figur 9-3. Stumpen er ferdig modellert i *Tracer*.



Figur 9-4. Modell av prøvehylsen i *SolidWorks*.

Vanligvis når en modell blir laget ved hjelp av en 3D-skanner er det den positive gipsmodellen som skannes. Da blir en kopi av selve stumpen eller foten dreid ut i et skummateriale slik at det kan formes en hylse eller ortose rundt den positive modellen. Operatøren av programmet fant derfor ingen mulighet for å gjøre om den positive modellen til en hylse i OMEGAs program. Omgjøringen ble gjort av 3D-printerleverandørene som utførte 3D-printingen.

#### 9.4.2. Svar på brukeropplevelsesskjema del 1 og 2

##### PASIENT – DEL 1

Pasientens sammenligning av 3D-skanning og gipsavstøpning viser at det oppleves mer behagelig å skanne stumpen enn å ta en gipsavstøpning (gipsavstøpning: litt behagelig, 3D-skanning: behagelig). Hun mener at begge metodene tar kort tid og at hvilken metode som benyttes når det tas mål til protesen er likegyldig.

##### ORTOPEDIINGENIØR – DEL 1

Begge ortopediingeniørene mener det tar omtrent 15 minutter å ta en gipsavstøpning til en underarmshylse. Som skrevet i kapittel 9.4.1 tok også skanningen av pasienten 15 minutter. Ingen av ortopediingeniørene har brukt 3D-skanning som metode for å lage en modell til underarmsprotese tidligere. De har begge to brukt 3D-skanning til å lage positive modeller av

underekstremiteter. Slike modeller har blitt laget ved å skanne en ferdig modellert gips eller ved å skanne pasienten. Det er gipsavstøpning som er den foretrukne metoden å bruke for begge ortopediingeniørene, men en av dem legger til at han bruker 3D-skanning for å skanne gipsen og lagre den digitalt.

## ORTOPEDIINGENIØR – DEL 2

Ortopediingeniørene er litt uenige i hvor lang tid det tar å modellere en positiv gipsavstøpning til en underarmsamputert. Han som har holdt på med overekstremiteter i tre år mener det tar omtrent 20 minutter. Han som ikke har erfaring med overekstremiteter mener det tar omtrent én time. Klargjøringen av den positive modellen på datamaskinen tok omtrent en halv time.

## RESULTATTOLKNING

For pasienten er det likegyldig om måltakingen foregår ved hjelp av gipsavstøpning eller 3D-skanning til tross for at 3D-skanningen føles hakket mer behagelig. Skanneren som ble brukt i testen er en skanner som er i kontakt med pasienten til enhver tid måltakingen foregår. Dersom det benyttes en skanner som ikke er i kontakt under hele prosessen kan det endre svaret om hvilken metode som foretrekkes.

3D-skanningen som ble gjennomført er ikke optimal for å digitalisere en modell av stumpen. Utstyret bør være mer nøyaktig og spesialisert for overekstremiteter. Testen viser at det tar omtrent like lang tid å ta en gipsavstøpning, som det tar å 3D-skanne underarmsstumpen. Tiden som brukes på 3D-skanningen kan trolig kortes ned noe ved mer erfaring med skanning av underarmsstump og mer oppdatert og utviklet utstyr. Begge ortopediingeniørene foretrekker å bruke gipsavstøpning som metode for å lage en modell av pasienten. Når det tas en gipsavstøpning bruker ortopediingeniørene hendene sine og føler seg frem til passelig trykk og avlastning. Det kan gi en bedre følelse av kontroll og sikkerhet om at prøvehylsen kommer til å passe enn at passformen modelleres på en datamaskin. Ved sammenligning av tiden det tar å modellere en positiv gipsavstøpning og en positiv modell på datamaskin er det foreløpig ikke mye tid å spare. Tiden det tar å modellere på datamaskin kan sannsynligvis kortes ned noe når ortopediingeniørene får mer erfaring med programvaren og bruk på overekstremiteter.

### 9.4.3. Test av 3D-printede prøvehylser

Det ble utført en test av tre prøvehylser. Prøvehylse nr. 1 (Figur 9-5) er 3D-printet ved hjelp av FDM/FFF (3D-printer: DeltaWASP) og er laget av PETG. Prøvehylse nr. to (Figur 9-6) er 3D-printet ved hjelp av SLA (3D-printer: 3D Systems SLA 5000. 3D-printeren er ikke med i oversikten over aktuelle 3D-printere i kapittel 7.2 da den ble lansert i 1997 og ikke lenger produseres (3DSystems 1997)). Materialet prøvehylsen ble laget av er Accura ClearVue. Prøvehylse nr. 3 (Figur 9-7) er printet med en MJ-printer (3D-printer: 3D Systems ProJet 2500) og er laget av VisiJet Crystal.





*Figur 9-5. FDM/FFF-printet prøvehylse – Prøvehylse nr. 1*



*Figur 9-6. SLA-printet prøvehylse – Prøvehylse nr. 2*



*Figur 9-7. MJ-printet prøvehylse – Prøvehylse nr. 3*

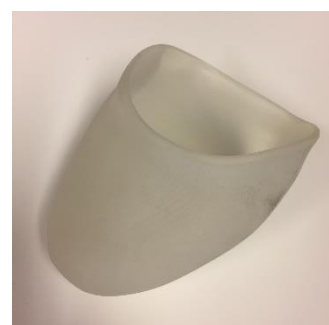
Før testen ble gjennomført måtte prøvehylse nr. 2 og 3 slipes ned slik at pasienten kunne føre stumpen ned i den. Figur 9-8 viser hvordan prøvehylsen så ut før sliping. Figur 9-9 viser at prøvehylsen blir slipt og Figur 9-10 viser resultatet. Dette er en prosess som også må gjøres med prøvehylser laget ved hjelp av vakuumforming av termoplast.



*Figur 9-8. MJ-printet prøvehylse før sliping*



*Figur 9-9. Prøvehylsen slipes for at pasienten skal kunne føre stumpen ned i den*



*Figur 9-10. Den ferdig slipte prøvehylsen*

Prøvehylsene ble testet i rekkefølgen som beskrives over. Alle prøvehylsene var for små/for trange. Pasienten kom ikke ordentlig ned i noen av dem, men prøvehylse nr. 3 var best med tanke på passform. Prøvehylsen printet med FDM/FFF var trangest, noe som kan skyldes at plasten krymper når den blir avkjølt. At alle tre var for trange kan skyldes at det legges litt trykk på stumpen ved 3D-skanning i kontakt med pasienten. Dersom 3D-skanneren hadde vært av en type som ikke krever kontakt med stumpen kan det være at den ville blitt noe større.

#### 9.4.4. Svar på brukeropplevelsesskjema del 2 og 3

##### PASIENT – DEL 2

Prøvehylse nr. 1 var for liten/for trang for pasienten, men den følte passelig stiv og passelig glatt. Den var enkel å ta på, sett bort fra at det bare var tre fjerdedeler av stumpen som kom ned i hylsen. Pasienten foretrekker en prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast

fremfor en prøvehylse 3D-printet med FDM/FFF. Pasienten bruker til daglig en silikonhylse som er myk. Prøvehylsen ville vært for stiv sammenlignet med hennes daglige protese. Når hun trener har hun en stivere protesehylse, men prøvehylse nr. 1 føles enda stivere enn denne også.

Prøvehylse nr. 2 var også for liten/for trang. Hun opplevde den som for stiv, men passelig glatt og at den var enkel å ta på stumpen. Hun foretrekker en prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast fremfor prøvehylsen 3D-printet med SLA.

Med prøvehylse nr. 3 kom pasienten litt lenger ned i hylsen, men den var fortsatt for liten/for trang. Også denne prøvehylsen oppleves som for stiv, men passelig glatt og enkel å ta på. Den foretrekkes ikke å bruke fremfor en prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast.

### ORTOPEDIINGENIØR – DEL 3

Prøvehylse nr. 1 oppleves som lite klar, på grensen til ugjennomsiktig. Figur 9-11 og Figur 9-12 viser at det er vanskelig å se gjennom prøvehylsen på grunn av lyset som brytes i luften mellom de 3D-printede lagene. Det er allikevel mulig å se at fingrene er inne i prøvehylsen, men det kan være vanskelig å se alle stedene det bør gjøres justeringer.



*Figur 9-11. Det er vanskelig å se fingrene gjennom prøvehylse nr. 1*



*Figur 9-12. Man kan så vidt se at fingrene presses mot prøvehylse nr. 1*

Figur 9-13 viser hvordan prøvehylsen ser ut på pasienten. Det er ikke mulig å se hvor det er behov for justeringer. Prøvehylsens overflate oppleves som litt ru, på grensen til veldig ru. Den oppleves som passelig stiv, men er ikke å foretrekke av ortopediingeniøren fremfor en prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast. Den kan slipes, men hvert lag i prøvehylsen er tydelige og føles som små tagger på kanten også etter sliping. Når det gjelder splittingen kan det bli et problem dersom prøvehylsen splittes i samme retning som lagene. Da er det fare for at prøvehylsen sprekker i to deler gjennom lagene. Det ble testet å sage på tvers av lagene og det fungerte fint dersom det ble gjort forsiktig. Prøvehylsen kan bores i dersom det gjøres forsiktig slik at lagene ikke sprekker. Prøvehylse nr. 1 er enkel å forme ved at den varmes opp og presses på. Det er også enkelt å varme opp området man tidligere har formet slik at det går tilbake til prøvehylsens utgangspunkt. Varmen som var nødvendig i forsøket påvirket ikke overflateruheten til prøvehylse nr. 1.



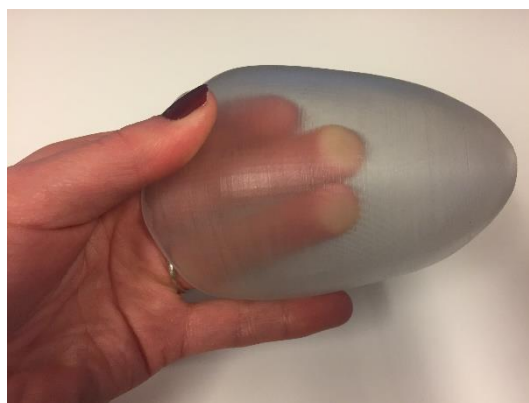
*Figur 9-13. Det er ikke mulig å se hvordan stumpen sitter inne i prøvehylsen*

Prøvehylse nr. 1 foretrekkes ikke av ortopediingeniørene fremfor en prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast.

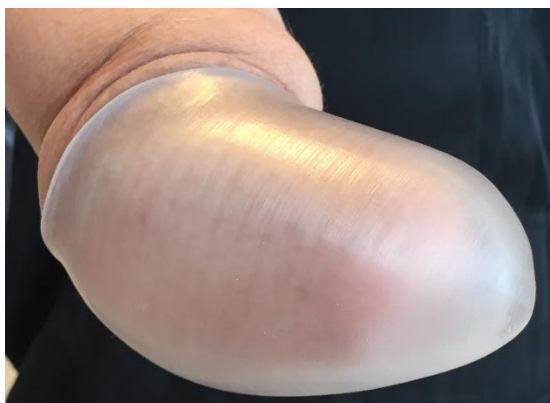
Prøvehylse nr. 2 oppleves som lite klar, på grensen til tilstrekkelig klar. Figur 9-14 og Figur 9-15 viser hvordan fingrene er synlige gjennom prøvehylsen. Figur 9-16 viser hvordan prøvehylsen ser ut på pasienten. Man kan se gjennom prøvehylsen hvor stumpen slutter, men det er vanskelig å se hvor det bør gjøres justeringer. Overflaten oppleves som litt ru, på grensen til passelig glatt og prøvehylsen er passelig stiv ifølge ortopediingeniøren. Prøvehylsen kan slipes, splittes og bores i uten problemer, men punktforming ved hjelp av varme er ikke en mulighet. En prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast foretrekkes fremfor prøvehylse nr. 2.



*Figur 9-14. Man kan se fingrene gjennom prøvehylse nr. 2*



*Figur 9-15. Det er tydelig at fingrene presses mot prøvehylse nr. 2*



*Figur 9-16. Man kan se at prøvehylsen er for liten og at stumpen ikke går helt ned i bunnen. Det er vanskelig å se hvor det bør gjøres justeringer.*

Prøvehylse nr. 3 oppleves som ugjennomsiktig, på grensen til lite klar. Figur 9-17 og Figur 9-18 viser at det vanskelig å se gjennom prøvehylse nr. 3, også når fingrene presses mot innsiden av prøvehylsen. Figur 9-19 viser hvordan prøvehylsen ser ut på pasienten. Det viser seg at prøvehylsen fremstilt ved MJ med VisiJet Crystal mister gjennomsiktigheten når den blir utsatt for UV-lys over tid. Den bør altså bli behandlet med en lakk som gjør den mer holdbar. Bildene er tatt med tre ukers mellomrom og prøvehylsen har ligget fremme på pulten i én av de tre ukene og innpakket de to andre ukene. Overflaten oppleves som litt ru, på grensen til passelig glatt og prøvehylsen er passelig stiv ifølge ortopediingeniøren. Prøvehylsen kan slipes, splittes og bores i uten problemer, men punktforming ved hjelp av varme er ikke en mulighet. En prøvehylse fremstilt ved vakuumforming av termoplast foretrekkes fremfor prøvehylse nr. 3.



*Figur 9-17. Det er vanskelig å se fingrene gjennom prøvehylse nr. 3*



*Figur 9-18. Det er vanskelig å se at fingrene presses mot prøvehylse nr. 3*





Figur 9-19. Det er ikke mulig å se hvordan stumpen sitter inne i prøvehylsen

## RESULTATTOLKNING

Alle prøvehylsene er for små og prøvehylse nr. 1 var minst. Det kan være på grunn av 3D-printermetoden FDM/FFF. Når plasten varmes opp utvider den seg noe, men den krymper igjen når den avkjøles og stivner. Ingen av de tre 3D-printede prøvehylsene er foreløpig gode nok til å ta over for prøvehylser fremstilt ved vakuumforming av termoplast. Prøvehylse nr. 2 og 3 kan fungere bedre som ferdige protesehylser med tanke på stivhet og overflateruheten. Da er ikke punktforming og gjennomsiktighet et krav. Det er prøvehylse nr. 2 som har best gjennomsiktighet, men den er ikke like god som den tradisjonelle prøvehylsen. Dersom prøvehylse nr. 2 og 3 hadde blitt laget litt tynnere, for eksempel 2 mm tykkelse, kan det være at gjennomsiktigheten ville vært bedre. Prøvehylse nr. 1 tar kortest tid å produsere, men den kan foreløpig ikke slå at den tradisjonelle prøvehylsen kan trekkes på omtrent 20 minutter når gipsavstøpningen er ferdig laget. At prøvehylse nr. 3 ikke tåler å ligge i lys gjør den dårlig egnet som prøvehylse. Det er ikke sikkert at pasienten kommer inn samme dag som prøvehylsen lages.

### 9.4.5. 3D-skanning av gipspositiv

I etterkant av testingen ble det gjort en 3D-skanning av en gipspositiv som tilhører testpasienten for å sammenligne skanningsmetoden og modellenes form. Det ble ikke 3D-printet nye prøvehylser. 3D-skanningen av gipspositiven ble utført med Willow Wood «OMEGA Scanner 3D». Spesifikasjonene til skanneren er beskrevet i kapittel 6. Skanneren er fra samme firma som Tracer Pen, som ble brukt til å lage prototypene, men det er en nyere type som ikke trenger å være i kontakt med objektet som skannes. Den digitale modellen som ble laget i kapittel 9.4.1 er gitt navnet *modell 1* (3D-skanning av stumpen) og den digitale modellen som beskrives i dette kapitlet er gitt navnet *modell 2* (3D-skanning av gipspositiven).

Forarbeidet til 3D-skanningen av gipspositiven var å markere viktige punkter ved hjelp av filtknotter. Filtknottene er dermed en del av den digitale modellen slik at ortopediingeniøren vet hvor det er behov for trykk og avlastning. I tillegg ble det plassert fire referansepunkter på

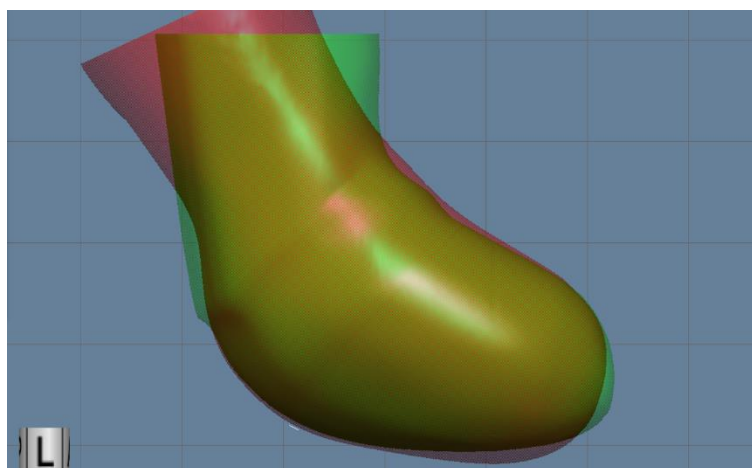
gipspositiven i form av små reflekser. Hvor de plasseres er ikke viktig, så lenge det ikke er på hver sin side av et ledd. Figur 9-20 viser hvordan gipspositiven så ut før 3D-skanningen.



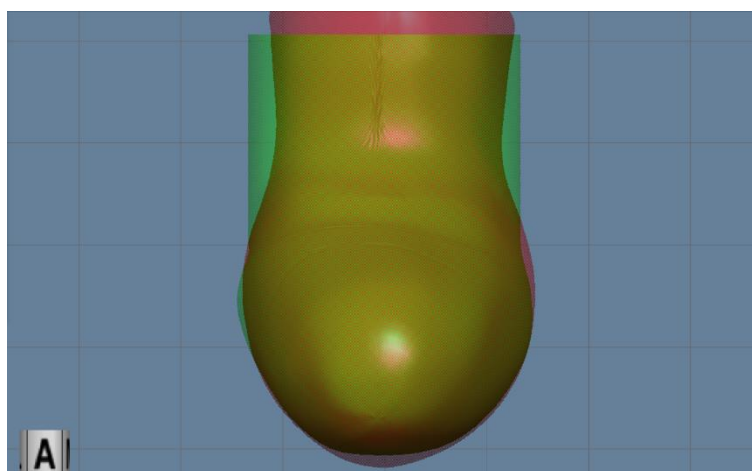
*Figur 9-20. Test-pasientens gipspositiv, klar til å bli 3D-skannet. De svarte sirklene med refleks i midten er referansepunkter. Det er plassert hvite filtknøtter ved kondylene.*

Selve 3D-skanningen tok mindre enn fem minutter. Samtidig som 3D-skanningen ble gjort, kom resultatet opp på en datamaskin. Filen ble modellert i to forskjellige programvarer, *Tracer* som også ble brukt ved utvikling av modell 1 og *Autodesk Meshmixer*. Ved hjelp av de to programmene ble modell 2 modellert. Ved hjelp av Autodesk Meshmixer kunne den gjøres om til en negativ modell, klar til å 3D-printes. I og med at det var en ferdig modellert gipspositiv som ble skannet var det ikke nødvendig med mye digital modellering. Tiden modelleringen tok kan derfor ikke brukes til sammenligning med modelleringen av modell 1.

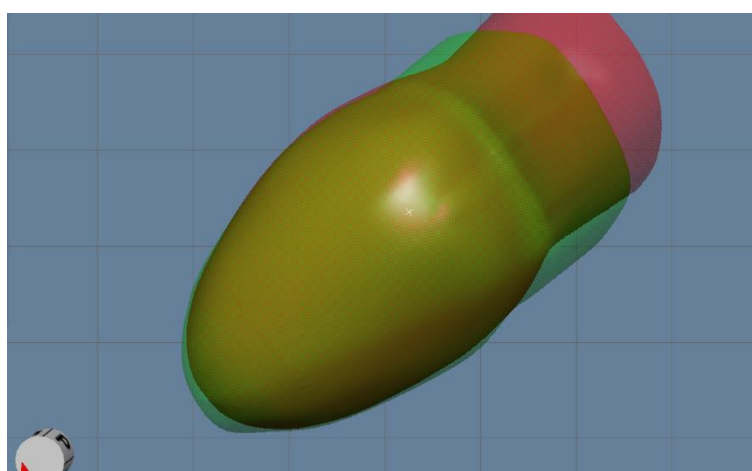
Ved hjelp av programvaren *Tracer* kunne formen på modell 1 og modell 2 sammenlignes (Figur 9-21, Figur 9-22 og Figur 9-23).



*Figur 9-21. Sammenligning av 3D-skanning av stumpe til testpasienten og gipsavstøpningen til testpasienten. Den grønne modellen er stumpe (modell 1) og den røde modellen er gipspositiven (modell 2). Det er tydelig at modell 2 har større volum enn modell 1.*



*Figur 9-22. Sammenligning av 3D-skanning av stumpen til testpasienten og gipsavstøpningen til testpasienten. Den grønne modellen er stumpen (modell 1) og den røde modellen er gipspositiven (modell 2). Innsvingningen over kondylene er gjort for lavt på modell 1.*



*Figur 9-23. Sammenligning av 3D-skanning av stumpen til testpasienten og gipsavstøpningen til testpasienten. Den grønne modellen er stumpen (modell 1) og den røde modellen er gipspositiven (modell 2). Man kan se at innsvingningene over kondylene er gjort for lavt på modell 1.*

Sammenligningen av de to modellene er gjort for å vise hvorfor prøvehylsen ikke passet slik den skulle. Det kan være flere grunner til at modell 1 er mindre enn modell 2:

- 3D-skanningen ble gjort med for mye trykk på pasienten
- Punktene som skulle avlastes eller ha mer trykk ble markert på feil sted
- Pasienten kan ha beveget for mye på stumpen slik at senderen registrerte feil markeringer i forhold til hverandre
- Tracer Pen er ikke laget for detaljerte overflater og kan ha oversett viktige konturer
- Programvaren Tracer kan ha gjort endringer på modellen da den ble lagt inn i programmet

De fire første punktene over kunne vært enklere å unngå dersom det ble brukt en 3D-skanner som ikke trenger å være i kontakt med stumpen som skannes. Da vil den eksakte formen på stumpen kopieres, de viktige markeringene er en del av skanningen og på grunn av de fire referansepunktene kan pasienten bevege mer på seg (bortsett fra bøying av ledd). I tillegg er skanneren som ble brukt til å lage modell 2 mer nøyaktig. Det siste punktet handler om programvaren og hvordan det bør utvikles videre for at modellen skal bli så lik det skannede objektet som mulig.

Konklusjonen for delkapittelet er at 3D-skanning kan være et godt hjelpemiddel for ortopediingeniører selv om de 3D-printede prøvehylsene ikke passet. Med oppdatert utstyr og litt trening kan 3D-skanning gi like gode modeller som gipsavstøpninger.



## 10. Tids- og kostnadsanalyse

Det er utført en tids- og kostnadsanalyse av 3D-skanning og 3D-printing som metode for produksjon av prøvehylser til overekstremiteter. Analysen er utført for å få innsikt i om metoden kan lønne seg i forhold til tradisjonell metode med tanke på tid og/eller kostnad. Analysen er gjort ut fra 3D-skannerne og 3D-printerne beskrevet i kapittel 6 og 7.2 og prøvehylsene som ble laget for å teste metoden.

### 10.1. Tidsanalyse

I dette kapittelet reflekteres det rundt hvor lang tid den tradisjonelle metoden for produksjon av prøvehylser tar sammenlignet med tiden det tar å produsere en 3D-printet prøvehylse. Det er mange faktorer som spiller inn når det gjelder tid. Alle pasienter er forskjellige og tiden det tar å produsere prøvehylser på tradisjonell måte varierer derfor veldig. Denne analysen vil i hovedsak dreie seg om tiden det tar å lage en prøvehylse til testpasienten i kapittel 9.

I kapittel 4.4 ble det beskrevet hvordan en prøvehylse lages på tradisjonell måte. For å kunne sammenligne metoden med 3D-skanning og 3D-printing deles prosessen inn i tre steg:

1. Gipsavstøpning av pasientens amputasjonsstump (negativ form) og produksjon av positiv gipsavstøpning + herding av gipspositiven
2. Modellering av positiv gipsavstøpning
3. Trekking av prøvehylse ved hjelp av vakuumforming + avkjøling av plasten + prosessen med å slå ut gipsen

Det første steget i prosessen kan sammenlignes med 3D-skanningen. Det andre steget tilsvarer modelleringen av stumpen i en programvare og klargjøring til 3D-printing. Det tredje steget er selve 3D-printingen og etterarbeidet som kreves før prøvehylsen kan prøves på pasienten. Tiden de tre stegene tar varierer mye med hvor stor hylse som skal produseres. Det tar lenger tid for gipsen å herde ved større volum og det tar lenger tid å avkjøle en tykkere og større prøvehylse trukket i termoplast. Dersom gipsen er stor tar det også lenger tid å slå ut gipsen av prøvehylsen når termoplasten er avkjølt. Tidene i Tabell 10-1 er tall som kan beskrive tiden det tar å produsere prøvehylse til testpasienten i kapittel 9.

*Tabell 10-1. Den estimerte tiden de tre stegene tar med tradisjonell og ny metode. Det er tatt utgangspunkt i tiden som brukes ved produksjon av prøvehylse til test-pasienten.*

	Tid steg 1	Tid steg 2	Tid steg 3
Tradisjonell metode	15 min + 20 min	20 min	20 min + 30 min + 10 min
Ny metode	5 – 15 min	15 – 30 min	3,5 – 18 timer

Resultatet av testingen i kapittel 9 og svar på spørsmål om tiden det tar med tradisjonell metode (Starholm 2017b) har gitt tallene i Tabell 10-1. Tabellen viser at 3D-skanningen tar kortere tid enn produksjon av den positive gipsmodellen når herdingen tas med i beregningen. Modelleringen på datamaskin gjøres på omtrent samme tid som ved tradisjonell metode. Tiden som er målt ved testing av 3D-skanning og modellering i et CAD-program er gjort av en ortopediingeniør som tidligere kun har gjort målinger på underekstremiteter. Som skrevet tidligere er det stor forskjell på over- og underekstremiteter og tiden kan derfor forventes å kortes ned noe etter en eventuell opplæring. Tracer Pen som ble brukt til skanningen er ikke lenger i produksjon hos WillowWood da den er utdatert. Med nyere skanningsutstyr som, benyttet i kapittel 9.4.5 vil 3D-skanningen vil gå fortere. Modelleringen kan sannsynligvis også ta kortere tid med nytt 3D-skanningsutstyr da skanningen er mer nøyaktig og kanskje ikke trenger like mye modellering som i kapittel 9.4.1.

Forskjellen på tiden det tar å 3D-printe en prøvehylse og tiden det tar å trekke en prøvehylse med vakuumbremning av termoplast er stor. Tidsforskjellene er også store mellom de forskjellige 3D-printerne. Slik som 3D-printerne er bygget i dag er det bortsett fra CLIP ikke mulig å konkurrere mot den tradisjonelle metoden for produksjon av prøvehylser når det gjelder tid. Allikevel viste sammenligningen av printermetodene i kapittel 8.3 at 3D-printerne er på vei til å utvikles i en retning med høyere hastighet.

At 3D-printeren bruker lang tid kan være greit i og med at det frigjør ortopediingeniøren fra jobben med å lage prøvehylsen. Dersom printeren er av typen DLP, CLIP eller MJ/PJ kan flere prøvehylser printes samtidig uten at det tar lenger tid. Det forutsetter at 3D-printeren har stort byggevolum med plass til flere hylser. Selv om ortopediingeniøren blir frigjort fra å lage prøvehylsen må det gjøres noe etterarbeid av 3D-printede prøvehylser. Tidsomfanget av dette varierer med 3D-printermetode. Den raskeste 3D-printermetoden som ble testet i løpet av dette prosjektet er FDM/FFF. Da tok 3D-printingen, inkludert etterarbeidet (omtrent 10 minutter) omtrent 3,5 timer. Etterarbeidet på den SLA-printede prøvehylsen tok omtrent 1 time.

Ut fra sammenligningen mellom metodene er det tydelig at den tradisjonelle metoden å produsere prøvehylser på er minst tidkrevende. 3D-skanningen kan allikevel være noe raskere med mer erfaring og oppdatert utstyr. 3D-printing må utvikles ytterligere for å kunne konkurrere tidsmessig med den tradisjonelle metoden med å trekke prøvehylser.

## 10.2. Kostnadsanalyse

Det er utført en kostnadsanalyse som gir et estimat på hvor mye det kan koste å produsere en prøvehylse på tradisjonell måte sammenlignet med ved hjelp av 3D-skanning og 3D-printing. Hvor mye det koster å ha en ortopediingeniør i arbeid er ikke tatt med i analysen.

En prøvehylse laget på tradisjonell måte produseres ved hjelp av materialene gips og termoplast. Termoplasten er formet som plater med forskjellig tykkelse. En termoplastplate med tykkelsen 10 mm koster omtrent 400 NOK/plate (Hansen & Starholm 2017). Dobbelt så tykke plater, koster omtrent det dobbelte, altså 800 NOK/plate. Man bruker en slik plate per prøvehylse. Hvilken tykkelse som er nødvendig bestemmes etter hva slags type hylse som skal lages. Gipsen koster omtrent 8 NOK/kg. Hvor mye gips som brukes per prøvehylse kommer an på hvor stor stumpen det skal lages prøvehylse til er. Gipspositiven som ble laget til testpasienten veier omtrent 600 gram, som tilsvarer en pris på omtrent 5 NOK i gips. Dette er en liten gipsavstøpning og vekten kan mangedobles for de største protesene. Allikevel vil sannsynligvis ikke prisen på gipsen overstige 100 NOK per prøvehylse.

Utstyret klinikkene kunne vært foruten dersom alle prøvehylser lages ved hjelp av 3D-printing er vakuumformere (Hansen 2017). Slikt utstyr kan koste omtrent 5000 – 6000 NOK. Det er mer utstyr som brukes i prosessen med produksjon av prøvehylser, men dette utstyret brukes også til andre ting, som for eksempel å lage protesehylsen. Klinikkerne vil derfor kun spare på vakuumformerne. Ut fra tallene som er nevnt kan en si at en prøvehylse i gjennomsnitt koster omtrent 600 NOK ved tradisjonell fremstilling.

Tabell 10-2 viser en oversikt over hva de utvalgte 3D-printerne koster og hva deres tilhørende materialer koster. Av 3D-printerne i tabellen koster den dyreste nesten 8 400 000 NOK og den billigste koster omtrent 21 500 NOK. Den billigste av 3D-printerne er liten og kan ikke brukes til mer enn de aller minste prøvehylsene. De 22 utvalgte 3D-printerne har en gjennomsnittspris på omtrent 1 750 000 NOK. De seks 3D-printerne som kom best ut av vurderingen av 3D-printere i kapittel 8.3 varierer i pris fra 312 560 NOK til 8 367 170 NOK.

*Tabell 10-2. Oversikt over de utvalgte 3D-printernes pris og tilhørende materialers pris. Prisene er gjort om til NOK via <http://www.valutakalkulator.no/> med en dollarkurs på 8,5 NOK og eurokurs på 8,9 NOK.*

3D-printer	Pris 3D-printer	Materiale	Pris materiale
FormLabs «Form 1+»	21 430 NOK	Clear Resin GPCL02	1260 NOK/liter (FormLabs 2017a)
FormLabs «Form 2»	35 750 NOK	Clear Resin GPCL02	1260 NOK/liter (FormLabs 2017b)
3D Systems «ProJet 6000»	3 125 600 NOK	VisiJet SL Clear	5000 NOK/liter (4274 NOK/kg) (Strand 2017a)

3D-printer	Pris 3D-printer	Materiale	Pris materiale
3D Systems «ProJet 7000»	4 527 660 NOK	VisiJet SL Clear	5000 NOK/liter (4274 NOK/kg) (Strand 2017a)
3D Systems «ProX 800»	4 930 460 NOK	Accura ClearVue Accura ClearVue Free (SL 7870)	5000 NOK/liter (4274 NOK/kg) (Strand 2017a)
3D Systems «ProX 950»	8 367 170 NOK	Accura ClearVue Accura ClearVue Free (SL 7870)	5000 NOK/liter (4274 NOK/kg) (Strand 2017a)
Zuhai CTC Electronic «Riverbase 500»	726 930 NOK	Fotosensitiv resin	1260 – 5000 NOK/liter
ProdWays «ProMaker L5000»	3 000 000 NOK	PlastCure Clear 100	2860 Euro/kg (Rosén 2017a)
ProdWays «ProMaker L6000»	4 000 000 NOK	PlastCure Clear 100	2860 Euro/kg (Rosén 2017a)
ProdWays «ProMaker L7000»	4 500 000 NOK	PlastCure Clear 100	2860 Euro/kg (Rosén 2017a)
EnvisionTEC «P4 Standard XL»	893 030 NOK	E-shell 450 Series	2680 – 4465 NOK/kg (Persson 2017)
Stratasys «F170»	178 400 NOK	PLA transparent	850 NOK/kg (Lund 2017b)
Stratasys «F270»	280 900 NOK	PLA transparent	850 NOK/kg (Lund 2017b)
Stratasys «F370»	412 700 NOK	PLA transparent	850 NOK/kg (Lund 2017b)
Raise3D «N2 Plus Dual Extruder»	35 720 NOK	Transparent PETG	340 NOK/kg (3dxtech 2017)
DeltaWASP «20 x 40 Turbo»	30 360 NOK	Transparent PETG	340 NOK/kg (3dxtech 2017)
Hyvision Systems «Cubicon Single Plus»	30 360 NOK	Transparent PLA	250 NOK/kg (Filamentworld 2017)
Rodin 4D 3D-printer	312 560 NOK	Transparent PC	785 NOK/kg (Berglund 2017)
Carbon «M1»	338 100 NOK/år i minst tre år	Cyanate Ester 220 Cyanate Ester 221	4280 NOK/liter (Carbon 2017c)
3DSYSTEMS «ProJet 3510 SD»	587 460 NOK	VisiJet M3 Crystal	2710 NOK/kg (Advantagegroup 2014)
3DSYSTEMS «ProJet 2500»	450 000 NOK	VisiJet M3 Crystal	2710 NOK/kg (Advantagegroup 2014)

3D-printer	Pris 3D-printer	Materiale	Pris materiale
Stratasys «Objet Eden 260 VS»	1 009 120 NOK	FullCure 810	2960 NOK/kg (GSC 2016)
		VeroClear RGD720	1980 NOK/kg (GSC 2016)

3D-printerne markert med grønn i Tabell 10-2 er de som kom best ut i vurderingen av 3D-printere i kapittel 8.3. 3D Systems' printere fikk minuspoeng på grunn av høy pris og lav hastighet. ProdWays' printere fikk kun minuspoeng på grunn av den høye prisen. Rodin 4D fikk minuspoeng for overflatekvaliteten på grunn av metoden som benyttes. Det er en rimeligere 3D-printer enn de seks andre som er vurdert som «best».

$$\frac{\text{Pris 3Dprinter}[NOK] + (\text{Pris materiale} [\frac{NOK}{kg}] \cdot 0,5 \text{ kg} \cdot 200 \text{ prøvehylser})}{200 \text{ prøvehylser/år}} \quad \text{Formel 6}$$

Formel 6 viser hvordan det regnes ut hva én prøvehylse vil koste dersom det produseres 200 prøvehylser per år og klinikken kjøper egen 3D-printer. Formelen brukes til å beregne hvor lang tid det vil ta før prisen per prøvehylse er lik som gjennomsnittsprisen ved tradisjonell fremstilling av prøvehylsene, altså 600 NOK. Vekten på 0,5 kg er lagt til som et estimat for hvor mye materiale som brukes til en prøvehylse. Det ses på den dyreste 3D-printeren til 3D Systems, den billigste 3D-printeren til ProdWays og Rodin 4Ds 3D-printer. De tre 3D-printerne er markert med en mørkegrønn kantlinje i Tabell 10-2.

Setter inn verdiene som gjelder for 3D Systems «ProX 950» i Formel 6.

$$\frac{8\,367\,170 + (4274 \cdot 0,5 \cdot 200)}{200} = \frac{43\,972,85 \text{ NOK} / (\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}})}{600 \text{ NOK/prøvehylse}} = \underline{73,3 \text{ år}}$$

Med den dyreste 3D-printeren, 3D Systems «ProX 950», vil det ta over 70 år før prisen på prøvehylsene som 3D-printes er like lav som ved tradisjonell metode dersom det produseres 200 prøvehylser per år og prisen ved tradisjonell metode er 600 NOK.

Setter inn verdiene som gjelder for ProdWays «ProMaker L5000» i Formel 6.

$$\frac{3\,000\,000 + (2860 \cdot 0,5 \cdot 200)}{200} = \frac{16\,430 \text{ NOK} / (\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}})}{600 \text{ NOK/prøvehylse}}$$

$$\frac{16\,430 \text{ NOK} / \left(\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}}\right)}{600 \text{ NOK} / \text{prøvehylse}} = \underline{27,4 \text{ år}}$$

Med den billigste 3D-printeren til ProdWays, «ProMaker L5000», vil det ta nesten 28 år før prisen på prøvehylsene som 3D-printes er like lav som ved tradisjonell metode dersom det produseres 200 prøvehylser per år og prisen ved tradisjonell metode er 600 NOK.

Setter inn verdiene som gjelder for Rodin 4D 3D-printer i Formel 6.

$$\frac{312\,560 + (785 \cdot 0,5 \cdot 200)}{200} = \underline{1955,3 \text{ NOK} / \left(\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}}\right)}$$

$$\frac{1955,3 \text{ NOK} / \left(\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}}\right)}{600 \text{ NOK} / \text{prøvehylse}} = \underline{3,3 \text{ år}}$$

Med 3D-printeren, Rodin 4D 3D-printer, vil det ta litt over 3 år før prisen på prøvehylsene som 3D-printes er like lav som ved tradisjonell metode dersom det produseres 200 prøvehylser per år og prisen ved tradisjonell metode er 600 NOK.

Noen ortopediske klinikker har allerede tilgang til en 3D-skanner, som brukes til andre formål enn fremstilling av prøvehylser. 3D-skannernes pris ble derfor ikke tatt med i beregningene over. En beregning som inneholder 3D-skannerne er gjort under.

For at 3D-skanneren skal være et nyttig verktøy for ortopediingeniører må programvaren være tilpasset ortopediske oppgaver. 3D-skanneren må være nøyaktig nok til å kunne fange opp viktige og små detaljer som det kan være på overekstremiteter. Det betyr at det er lurt å velge en 3D-skanner som er spesialisert for bruk innenfor ortopedi. 3D-skannerne i Tabell 10-3 som er ment for bruk i ortopedi har ganske lik pris, rundt 100 000 – 150 000 NOK, bortsett fra Rodin 4D «structure sensor». Den har en lavere pris, men den har også lavere nøyaktighet, som kan være for lav til å kunne brukes til overekstremiteter.

Tabell 10-3. Oversikt over de utvalgte 3D-skannernes pris. Prisene er gjort om til NOK via <http://www.valutakalkulator.no/> med en dollarkurs på 8,5 NOK og eurokurs på 8,9 NOK.

3D-skanner	Pris 3D-skanner [NOK]
Rodin 4D «structure sensor»	3220
Fuel3D SCANIFY	12 700 + 2150/mnd
Vorum «Spectra»	90 000
Artec Eva 3D Scanner	125 760 + 22 950/tre lisenser

3D-skanner	Pris 3D-skanner [NOK]
Rodin 4D «M4D Scan»	143 000 inkl. software
Willow Wood «OMEGA Skanner 3D»	170 000
Willow Wood «OMEGA Tracing Hardware»	Ute av produksjon
BioSculptor «BioScanner»	Sendt forespørsel via nettsiden deres 15.02.17

3D-skannernes pris er tatt med i beregningen under for å kunne se hvor lang tid det nå vil ta før det koster like mye å produsere prøvehylser med 3D-printing som ved tradisjonell metode. De samme premisene er lagt til grunn, men det er lagt til en pris på 150 000 NOK for 3D-skanneren.

$$\frac{\text{Pris 3Dprinter [NOK]} + \text{Pris 3Dskanner} + (\text{Pris materiale} \left[ \frac{\text{NOK}}{\text{kg}} \right] \cdot 0,5 \text{ kg} \cdot 200 \text{ prøvehylser})}{200 \text{ prøvehylser/år}} \quad \text{Formel 7}$$

Formel 7 viser hvordan det regnes ut hva én prøvehylse vil koste dersom det produseres 200 prøvehylser per år og klinikken kjøper egen 3D-skanner og 3D-printer. Formelen brukes til å beregne hvor lang tid det vil ta før prisen per prøvehylse er lik som gjennomsnittsprisen ved tradisjonell fremstilling av prøvehylsene, altså 600 NOK. Det ses på den dyreste 3D-printeren til 3D Systems, den billigste 3D-printeren til ProdWays og Rodin 4Ds 3D-printer.

Setter inn verdiene som gjelder for 3D Systems «ProX 950» i Formel 7.

$$\frac{8\,367\,170 + 150\,000 + (4274 \cdot 0,5 \cdot 200)}{200} = 44\,722,85 \text{ NOK} / \left( \frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}} \right)$$

$$\frac{44\,722,85 \text{ NOK} / \left( \frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}} \right)}{600 \text{ NOK/prøvehylse}} = 74,5 \text{ år}$$

Med den dyreste 3D-printeren, 3D Systems «ProX 950», vil det ta 74,5 år før prisen på prøvehylsene som 3D-printes er like lav som ved tradisjonell metode dersom det produseres 200 prøvehylser per år, prisen ved tradisjonell metode er 600 NOK og klinikken går til innkjøp av en 3D-skanner.

Setter inn verdiene som gjelder for ProdWays «ProMaker L5000» i Formel 7.

$$\frac{3\,000\,000 + 150\,000 + (2860 \cdot 0,5 \cdot 200)}{200} = 17\,180 \text{ NOK} / \left( \frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}} \right)$$



$$\frac{17\,180 \text{ NOK} / \left(\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}}\right)}{600 \text{ NOK} / \text{prøvehylse}} = \underline{28,6 \text{ år}}$$

Med den billigste 3D-printeren til ProdWays, «ProMaker L5000», vil det ta nesten 29 år før prisen på prøvehylsene som 3D-printes er like lav som ved tradisjonell metode dersom det produseres 200 prøvehylser per år, prisen ved tradisjonell metode er 600 NOK og klinikken går til innkjøp av en 3D-skanner.

Setter inn verdiene som gjelder for Rodin 4D 3D-printer i Formel 7.

$$\frac{312\,560 + 150\,000 + (785 \cdot 0,5 \cdot 200)}{200} = \underline{2705,3 \text{ NOK} / \left(\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}}\right)}$$

$$\frac{2705,3 \text{ NOK} / \left(\frac{\text{prøvehylse}}{\text{år}}\right)}{600 \text{ NOK} / \text{prøvehylse}} = \underline{4,5 \text{ år}}$$

Med 3D-printeren, Rodin 4D 3D-printer, vil det ta 4,5 år før prisen på prøvehylsene som 3D-printes er like lav som ved tradisjonell metode dersom det produseres 200 prøvehylser per år, prisen ved tradisjonell metode er 600 NOK og klinikken går til innkjøp av en 3D-skanner.

Den eneste av 3D-printerne som er aktuell med tanke på kostnad er Rodin 4D 3D-printer. Det er den som kom nest best ut i vurderingen av 3D-printere i kapittel 8.3.

Dersom 3D-printingen blir sendt bort til en ekstern leverandør vil prisen per hylse variere med 3D-printermetode og leverandør. De fleste av leverandørene har en fastpris eller timespris for jobben i tillegg til antall timer 3D-printeren bruker og materialkostnader. Etter å ha snakket med et utvalg av 3D-print-leverandører viser det seg at prisen per hylse ikke kan komme under omtrent 1000 NOK, selv med den billigste 3D-printermetoden (Bahr 2017b). Prisen kan også være over 10 000 NOK per prøvehylse (Hafting 2017).



## 11. Miljøkrav og resirkulering

Det er stort fokus på resirkulering i dagens samfunn. Det beste hadde vært om en prøvehylse som ikke lenger er i bruk kan brukes om igjen, enten ved lokal resirkulering til nytt materiale til 3D-printeren eller til noe annet. Det er kun termoplastene som kan resirkuleres da de kan smeltes og brukes på nytt. For å få like gode egenskaper ved 3D-printing av termoplaster hver gang, også etter resirkuleringen, bør den resirkulerte platen tilsettes noe nytt materiale (Carlyle 2016). Det finnes maskiner som gjør om 3D-printede deler til nytt filament – filament ekstrudere. Da kan resirkuleringsprosessen foregå på samme sted som 3D-printingen foregår.

Photopolymerer kan ikke resirkuleres på samme måte. Det har ikke vært enkelt å finne informasjon om hva slags avfall en 3D-printet del er når den er laget ved hjelp av SLA, DLP, CLIP, MJ eller PJ. Det er kun FormLabs som skriver på nettsidene sine at produktene som er 3D-printet med deres materialer ikke kan resirkuleres, men at de kastes som restavfall (FormLabs 2017e). Da det ikke står klart noe sted hos de andre leverandørene at de 3D-printede delene skal kastes som spesialavfall antas det at det samme gjelder for disse delene.

## 12. Resultater og diskusjon

Kapittelet inneholder prosjektets resultater delt inn i emnene materialer, 3D-skanning, 3D-printing, tid og kostnad før kapittelet avsluttes med en diskusjon.

### MATERIALER

Accura ClearVue og transparent PC er materialene som egner seg best for produksjon av prøvehylser ut fra vurderingen som er gjort i kapittel 8.2 (Tabell 12-1).

Tabell 12-1. De best egnede materialene etter vurderingen i kapittel 8.2.

Materiale	Antall +	Antall -	SUM
Accura ClearVue	26	5	21
Transparent PC	23	8	15

Ingen av materialene tilfredsstillers alle kravene gitt i kapittel 5.1. Accura ClearVue er en herdeplast og kan derfor ikke punktformes i etterkant av 3D-printingen. Den ene av prototype-prøvehylsene (prøvehylse nr. 2) var laget av Accura ClearVue og kom godt ut av testen i kapittel 9, sett bort fra punktforming. Transparent PC har lavere elastisitetsmodul enn akryl ( $E_{PC} = 2247 - 2367$  MPa for PC og  $E_{Akryl} = 2500 - 3500$  MPa for akryl) og det er ikke dokumentert at PC kan slipes, bores og splittes. At PC ikke har like høy elastisitetsmodul som akryl behøver ikke være negativt. PC kan ha tilstrekkelig stivhet allikevel, eller ligne på et av de andre materialene protesehylser lages av. I kapittel 8.2 ble det reflektert rundt at de aller fleste materialene kan slipes, bores og splittes selv om det ikke er dokumentert. PC fikk godkjent for at det er tilstrekkelig gjennomsiktig i kapittel 8.2, men det kan være diskusjon blant ortopediingeniører om kravet om gjennomsiktighet tilfredssettes. At PC fikk godkjent på dette kravet er kun basert på et bilde fra en 3D-printerleverandør. For å få mer kunnskap om materialet bør det produseres og testes en prototype av transparent PC.

### 3D-SKANNING

3D-skanning av test-pasienten ble gjort med utdatert utstyr og prototype-prøvehylsene passet derfor ikke optimalt. 3D-skanningen som ble gjort av gipspositiven til test-pasienten i etterkant ble utført med mer moderne og nøyaktig utstyr og ga derfor et bedre digitalt resultat. 3D-skannerne som ble vurdert som aktuelle i kapittel 8.4 er vist i Tabell 12-2.

Tabell 12-2. Oversikt over hvilke 3D-skannere som kan være aktuelle til bruk innenfor 3D-skanning av overekstremiteter

3D-skanner	Aktuell/uaktuell
Vorum «Spectra™»	Aktuell
Artec Eva 3D Scanner	Aktuell
Rodin 4D «M4D Scan»	Aktuell
Willow Wood «OMEGA Scanner 3D»	Aktuell
BioSculptor «BioScanner™»	Aktuell

Alle 3D-skannerne i tabellen brukes innenfor ortopedi, men det varierer om de er tilpasset bruk på overekstremiteter.

### 3D-PRINTING

I kapittel 8.3 ble 7 av totalt 22 3D-printere vurdert som best egnet. De syv 3D-printerne, med poengsum, er listet opp i Tabell 12-3.

Tabell 12-3. De best egnede 3D-printerne etter vurderingen i kapittel 8.3.

3D-printer	Antall +	Antall -	SUM
3D Systems «ProJet 7000»	13	6	7
3D Systems «ProX 800»	13	6	7
3D Systems «ProX 950»	13	6	7
ProdWays «ProMaker L5000»	16	3	13
ProdWays «ProMaker L6000»	16	3	13
ProdWays «ProMaker L7000»	16	3	13
Rodin 4D 3D-printer	15	4	11

Grunnen til at de tre 3D-printerne med syv poeng er valgt ut som best egnet er fordi de bruker et av de best egnede materialene, Accura ClearVue. Minuspoengene kommer av prisen på 3D-printerne og den lave hastigheten de har. ProdWays' 3D-printere får minuspoeng på grunn av den høye prisen. Rodin 4Ds 3D-printer har fått minuspoeng på grunn av printermetoden, FDM/FFF, som kan gi for dårlig overflatekvalitet og gjennomsiktighet.

Det er ingen av 3D-printerne som tilfredsstillere alle kravene som er gitt. 3D-printeren fra Rodin 4D påstås å være i bruk til printing av prøvehylser. Det betyr at den bør ha bra nok overflatekvalitet og gjennomsiktighet. Det viser seg imidlertid at 3D-printeren har en lagtykkelse som kan variere fra 0,55 – 3 mm. Det gir en ruere overflatestruktur enn prøvehylse nr. 1, som har lagtykkelsen 0,3 mm. På nettsiden til Rodin 4D står det at 3D-

printerne er best på underekstremiteter og hjelmer, men at den kan brukes til mer. 3D-printerne bør testes ut for å se om de gir gode resultater ved printing av prøvehylser.

## TID

I kapittel 10.1 ble det gjort en tidsanalyse som sammenlignet tiden som brukes ved produksjon av prøvehylser med tradisjonell metode og ved hjelp av 3D-skanning og 3D-printing. Resultatet av analysen er gitt i Tabell 12-4. Stegene i tabellen er beskrevet i kapittel 10.1.

*Tabell 12-4. Den estimerte tiden de tre stegene tar med tradisjonell og ny metode. Det er tatt utgangspunkt i tiden som brukes ved produksjon av prøvehylse til test-pasienten.*

	Tid steg 1	Tid steg 2	Tid steg 3
Tradisjonell metode	15 min + 20 min	20 min	20 min + 30 min + 10 min
Ny metode	5 – 15 min	15 – 30 min	3,5 – 18 timer

Tabellen viser at det kan lønne seg tidsmessig å bruke 3D-skanning som metode for steg 1 dersom utstyret er oppdatert og ortopediingeniøren får noe trening. Det samme gjelder for steg 2 dersom programvaren inneholder gode nok funksjoner for modellering av overekstremiteter. Med riktig utstyr og opplæring kan altså steg 1 og 2 bli gjort på kortere tid enn hva som brukes med den tradisjonelle metoden. Tabellen viser at 3D-printing av prøvehylser er en mye mer tidkrevende prosess sammenlignet med den tradisjonelle metoden.

## KOSTNAD

I kapittel 10.2 ble det gjort en kostnadsanalyse for å se om det kan lønne seg å gå over fra den tradisjonelle metoden å lage prøvehylser på til 3D-skanning og 3D-printing. Et estimat viste at en prøvehylse i snitt koster 600 NOK å lage ved tradisjonell metode. Tabell 12-5 viser hvor lang tid det tar før prisen på en 3D-printet prøvehylse er lavere enn en som er produsert med tradisjonell metode. Analysen er gjort med tre av de best egnede 3D-printerne.

*Tabell 12-5. Antall år det tar før kostnadene ved produksjon av en prøvehylse ved hjelp av 3D-skanning og 3D-printing er lavere enn hva det koster ved tradisjonell metode.*

3D-printer	Pris 3D-printer [NOK]	Antall år før det koster mindre enn 600 NOK/prøvehylse
3D Systems «ProX 950»	8 367 170	74,5
ProdWays «ProMaker L5000»	3 000 000	28,6
Rodin 4D 3D-printer	312 560	4,5

70 år skiller den dyreste og billigste av de syv best egnede 3D-printerne. Tallene i tabellen tar utgangspunkt i at 3D-skanningen er gjort med utstyr verdt 150 000 NOK. Ut fra tabellen er det tydelig at det bare er Rodin 4Ds 3D-printer som kan benyttes dersom det etter hvert skal lønne seg å bruke 3D-skanning og 3D-printing som metode.

## DISKUSJON

For at det skal være mulig å bruke prøvehylsen slik som de brukes i dag må det være mulig å punktforme den. Hvis det ikke er mulig å forme den må 3D-skanningen og modelleringen i programvaren være helt perfekt. Dersom det er tilfellet er det ikke nødvendig med en prøvehylse som mellomledd til protesehylsen. En mulighet hvis materialet ikke kan punktformes er at justeringer, etter testing på pasienten, gjøres digitalt og en ny prøvehylse 3D-printes. Med de 3D-printermetodene hvor dette ville vært nødvendig vil en slik prosess være for tidkrevende med dagens teknologi, kanskje med unntak av CLIP. Materialet som benyttes bør altså være en termoplast. Det utelukker alle 3D-printerne som ikke er FDM/FFF. Det er FDM/FFF-3D-printere som er blant de raskeste på markedet i dag, men det er usikkert om de gir tilstrekkelig overflatekvalitet og gjennomsiktighet.

Prøvehylse nr. 1 ble 3D-printet med FDM/FFF i materialet PETG. I testen av prøvehylsen viste det seg at en slik prøvehylse enkelt kan punktformes på lik linje med en prøvehylse som er produsert på tradisjonell måte. Den kan også slipes, splittes og borres i og opplevdes som tilstrekkelig stiv. Den ble sett på som lite klar, på grensen mot ugjennomsiktig, som betyr at den ikke tilfredsstiller kravet om gjennomsiktighet. Prøvehylse nr. 1 opplevdes som litt ru, på grensen til veldig ru, og tilfredsstiller dermed ikke kravet om overflatekvalitet. Overflatestrukturen overføres til gipsen, som skal være utgangspunkt for den endelige protesehylsen. For å unngå at prøvehylsen er for ru må lagtykkelsen være så liten som mulig og det kan være at den må slipes innvendig dersom det er ønskelig at protesehylsen skal være helt glatt. Eventuelt kan gipspositiven, fremstilt av prøvehylsen, modelleres i etterkant, noe som kan ødelegge passformen oppnådd ved justering prøvehylsen.

Av de to best egnede materialene fra kapittel 8.2 er det bare PC som er en termoplast. Materialets gjennomsiktighet når det er ferdig 3D-printet må testes for å finne ut om det er tilfredsstiller kravet. Overflateruheten kommer an på 3D-printeren som benyttes, men dersom det er større lagtykkelse enn 0,3 mm vil den mest sannsynlig ikke godkjennes av ortopediingeniørene som var med på testingen i kapittel 9.

Av de syv best egnede 3D-printerne er det kun Rodin 4Ds 3D-printer som er av typen FDM/FFF. Denne 3D-printeren benytter PC som materiale, den termoplasten som kom best ut i vurderingen av materialer. Lagtykkelsen kan variere mellom 0,55 til 3 mm. Det betyr at med 3D-printerens beste kvalitet, vil prøvehylsene få større riller enn prøvehylse nr. 1 (0,3 mm lagtykkelse). Rodin 4Ds 3D-printer er blant de billigere variantene og en prøvehylse kommer til å koste mindre enn 600 NOK/stk. etter 4,5 år. Med den tradisjonelle metoden er det ofte behov for å lage flere prøvehylser per pasient før resultatet er godt nok. Dersom ortopediingeniørene får mer trening med bruk av 3D-skanner, og programvarene utvikles til å fungere godt med modellering av overekstremiteter, er det mulig det ikke er behov for å lage

mer enn én prøvehylse per pasient. Det kan være med på å senke kostnadene per pasient selv om hver prøvehylse kanskje koster mer enn hva det ville gjort med tradisjonell metode.

En stor fordel med å bruke «ny metode» ved produksjon av prøvehylser er at man kan spare lagerplass ved klinikkene. Når amputasjonsstumpene 3D-skannes vil alle modellene kunne lagres digitalt. Det vil gjøre det lettere å se forandringen av pasientens stump over tid når modellene kan sammenlignes digitalt. 3D-skanning og 3D-printing kan egne seg godt til å lage protesehylser eller for å lage eksakte (speilvendte) kopier av den friske siden. Ved å 3D-skanne den modellerte gipspositiven støpt i prøvehylsen kan protesehylsen eller enderedskapet 3D-printes. Da kan det benyttes andre materialer og 3D-printermetoder enn de som er beskrevet i oppgaven.

Ved 3D-skanning av en overekstremitet er det viktig å bruke en skanner som gir en nøyaktig modell for å få med alle detaljene som finnes på en overekstremitet. Det er også behov for en godt utviklet programvare med mulighet for modellering av overekstremiteter og øvelse for ortopediingeniøren. Selv om 3D-skanning med programvarer bør utvikles mer med hensyn på overekstremiteter, kan den delen av den «nye metoden» være god nok. Dersom det er et ønske å bruke 3D-skanning og digital modellering, kan prøvehylsen trekkes på tradisjonell måte over en positiv modell dreid ut i for eksempel skum. Overflatestrukturen avhenger da av dreieverktøyet.

## 13. Konklusjon, videre arbeid og anbefalinger

Basert på resultatene og diskusjonen i kapittel 12 er det trukket en konklusjon og gitt forslag til videre arbeid.

### 13.1. Konklusjon

For at 3D-skanning og 3D-printing skal være den foretrukne metoden å bruke ved produksjon av prøvehylser til overekstremiteter, må både materialene, 3D-printerne og 3D-skannerne, med programvare, være spesielt utviklet til bruk innenfor ortopedien. Slik det er nå vil det ta lenger tid, være dyrere å lage og gi et dårligere resultat å produsere en prøvehylse ved hjelp av 3D-skanning og 3D-printing fremfor ved tradisjonell metode.

For at 3D-skanning og 3D-printing skal bli en bedre metode å produsere prøvehylser på enn den tradisjonelle metoden må materialene, 3D-printere og programvarene til modellering utvikles videre.

### 13.2. Videre arbeid og anbefalinger

#### MATERIALER

Prøvehylsen skal være så lik den endelige protesehylsen som mulig. Fordi protesehylser lages av forskjellige materialer med forskjellige egenskaper, bør det samme gjelde for prøvehylsene. Det betyr at det må utvikles flere 3D-printermaterialer, som gir prøvehylsene lignende egenskaper som de ulike protesehylsene. Materialene bør være spesielt tilpasset bruk som prøvehylser og må ha utført tester for at de kan være i kontakt med hud uten å være til skade.

Gjennomsiktighet er en viktig faktor ved bruk av prøvehylser. At materialet fortsetter å være gjennomsiktig, også etter å ha vært gjennom en 3D-printer bør det forskes mer på. Hvor transparent en 3D-printet del er har å gjøre med den enkelte 3D-printers innstillinger. Det betyr at man må finne de optimale innstillingene på den 3D-printeren som skal benyttes.

#### 3D-SKANNERE

3D-skannerne som er spesialtilpasset ortopedisk bruk bør bli billigere. Det kan skje ved at det for eksempel kommer inn flere aktører som bruker den eksisterende teknologien. Nøyaktigheten på skanningene kan også utvikles til å bli noe bedre for å få et enda bedre bilde av overekstremitetenes detaljer. Programvarene som ble brukt til modellering av den 3D-skannede stumpen må utvikles videre innenfor bruk på overekstremiteter. Det er også et ønske fra ortopediingeniører at programvaren som ble brukt under testingen, utvikles til å inneholde flere funksjoner slik at det ikke er nødvendig å bruke flere modelleringsprogrammer for å få en ferdig modell.

3D-skanning kan bli brukt for å skanne gipsmodeller som ligger på lageret og tar opp plass. Da kan alle modellene lagres digitalt og spare plass ved klinikkene. Når det så skal lages noe nytt med utgangspunkt i en gammel gips kan den positive modellen dreies ut i for eksempel skum. Med et digitalt lager kan pasientenes modeller over tid sammenlignes for å se utviklingen av amputasjonsstumpen.

### 3D-PRINTERE

3D-printere må bli raskere og billigere dersom det skal lønne seg å benytte «ny metode» ved produksjon av prøvehylser. Hastigheten er under stadig utvikling for å kunne produsere så mye som mulig på kortest mulig tid. At antall 3D-printerleverandører øker gjør at prisene også vil presses ned. Hvor lang tid det vil ta før 3D-printerne er så raske at det vil lønne seg tidsmessig og så billige at det vil lønne seg kostnadsmessig å bruke det som metode er usikkert.

For at det skal bli mer attraktivt for ortopediingeniører å bruke 3D-printing som en del av sin hverdag bør 3D-printeren være spesielt tilpasset en ortopediingeniørs oppgaver. Det kan gjøres ved for eksempel å ha spesialtilpassede materialer, som beskrevet tidligere. Hvilke innstillinger som passer best til hvilke oppgaver kan også beskrives på en ortopediteknisk måte. 3D-printeren kan brukes til mer enn prøvehylser innenfor det ortopedifaglige området og det er lettere for en ortopeditekniker å bruke den dersom den har innstillinger som heter for eksempel «prøvehylse overekstremitet», «ortose underekstremitet» og «protesehylse overekstremitet».



## 14. Referanser

- 3DPrintingFromScratch. (2016). Types of 3D printers or 3D printing technologies overview. Tilgjengelig fra: <http://3dprintingfromscratch.com/common/types-of-3d-printers-or-3d-printing-technologies-overview/> (lest 15. februar 2017).
- 3DSystems. (1997). *3D Systems Debuts Next Generation SLA-5000; Rollout Spotlights 12 New Products and Enhancements*: PR Newswire. Tilgjengelig fra: <http://www.prnewswire.com/news-releases/3d-systems-debuts-next-generation-sla-5000-rollout-spotlights-12-new-products-and-enhancements-75212162.html> (lest 27. mars 2017).
- 3DSystems. (2014a). *ProJet 3510 SD 3D Systems - 3D printer*: Aniwaa. Tilgjengelig fra: <http://www.aniwaa.com/product/3d-printers/3d-systems-projet-3510-sd/> (lest 16. februar 2017).
- 3DSystems. (2014b). *ProJet 6000 HD 3D Systems - 3D printer*: Aniwaa. Tilgjengelig fra: <http://www.aniwaa.com/product/3d-printers/3d-systems-projet-6000-hd/> (lest 16. februar 2017).
- 3DSystems. (2015a). *ProJet 3500 SD & HD*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: [http://www.3dsystems.com/sites/www.3dsystems.com/files/projet\\_3500\\_plastic\\_0115\\_usen\\_web.pdf](http://www.3dsystems.com/sites/www.3dsystems.com/files/projet_3500_plastic_0115_usen_web.pdf) (lest 16. februar 2017).
- 3DSystems. (2015b). *ProJet 7000 HD*: Canon. Tilgjengelig fra: <http://www.canon.no/printers/3d-printers/production/projet-7000-hd/> (lest 16. februar 2017).
- 3DSystems. (2016a). *Class VI Certification for VisiJet Materials*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: <https://www.3dsystems.com/support/materials/class-vi-certification-visijet-materials> (lest 22. februar 2017).
- 3DSystems. (2016b). *MultiJet Plastic Printers*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: [https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-01/3D-Systems\\_MJP\\_2500\\_Tech\\_Specs\\_A4\\_US\\_2016.12.16\\_a\\_WEB.pdf](https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-01/3D-Systems_MJP_2500_Tech_Specs_A4_US_2016.12.16_a_WEB.pdf) (lest 14. mars 2017).
- 3DSystems. (2016c). *ProJet MJP 2500 Series*: 3DSystems. Tilgjengelig fra: <https://www.3dsystems.com/3d-printers/projet-mjp-2500-series> (lest 16. februar 2017).
- 3DSystems. (2017a). *3D Stereolithography Printers*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: [https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-02/3D-Systems\\_SLA\\_Tech\\_Specs\\_A4\\_US\\_2017.01.30\\_c\\_WEB.pdf](https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-02/3D-Systems_SLA_Tech_Specs_A4_US_2017.01.30_c_WEB.pdf) (lest 23. mars 2017).
- 3DSystems. (2017b). *Accura ClearVue Free (SL 7870)*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: [https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-02/3D-Systems\\_Accura\\_Xtreme\\_White\\_DATASHEET\\_A4\\_01.28.17\\_UKEN\\_WEB.pdf](https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-02/3D-Systems_Accura_Xtreme_White_DATASHEET_A4_01.28.17_UKEN_WEB.pdf) (lest 23. mars 2017).
- 3DSystems. (2017c). *Accura ClearVue Material*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: [https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-02/3D-Systems\\_Accura\\_ClearVue\\_DATASHEET\\_A4\\_UK\\_2017.02.27\\_WEB.pdf](https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2017-02/3D-Systems_Accura_ClearVue_DATASHEET_A4_UK_2017.02.27_WEB.pdf) (lest 24. mars 2017).
- 3DSystems. (2017d). *Crystal Clear SLA*: Prototype Today. Tilgjengelig fra: <http://www.prototypetoday.com/3d-systems/3d-systems-delivers-crystal-clear-sla-print-material> (lest 23. februar 2017).
- 3DSystems. (u.å.). *VisiJet M3 Crystal*: 3D Systems. Tilgjengelig fra: [http://www.3dsystems.com/sites/www.3dsystems.com/files/projet\\_3500\\_plastic\\_0115\\_usen\\_web.pdf](http://www.3dsystems.com/sites/www.3dsystems.com/files/projet_3500_plastic_0115_usen_web.pdf) (lest 23. februar 2017).

- 3dxtech. (2016). *3DXMAX PETG 3D Filament*: 3DXTECH. Tilgjengelig fra: [http://www.3dxtech.com/content/PETG\\_Filament\\_v2.1.pdf](http://www.3dxtech.com/content/PETG_Filament_v2.1.pdf) (lest 21. februar 2017).
- 3dxtech. (2017). *3DXMAX PETG 3D FILAMENT, NATURAL*: 3DXTECH. Tilgjengelig fra: <http://www.3dxtech.com/3dxmax-petg-3d-filament-natural/> (lest 21. februar 2017).
- AbsoluteGeometries. (2009). *3D Scanning Defined*: Absolute Geometries. Tilgjengelig fra: <http://www.absolutegeometries.com/3D-Scanning.html> (lest 15. februar 2017).
- Advantage3DSolutions. (2014). *Multi-jet 3D printing*: Advantage 3D Solutions. Tilgjengelig fra: <http://www.advantage3d.com/3D-printer-tech-multijet.php> (lest 15. februar 2017).
- Advantagegroup, T. (2014). *VisiJet M3 Crystal (2.0kg bottle)*: The Advantage Group. Tilgjengelig fra: <http://www.advantagelitho.com/store/3d-visijet-m3-crystal.html> (lest 21. februar 2017).
- Aga, J. H. (2015). *Materiellære og materialer i ortopediteknikken*: Fakultet for helsefag, Høgskolen i Oslo og Akershus.
- Agirlwitha3dprinter. (2012). *Strechlet: A girl with a 3D printer*. Tilgjengelig fra: <http://32b.it/page/13/> (lest 23. februar 2017).
- AmputeeCoalition. (2008). *Limb Loss Definitions*: Amputee Coalition. Tilgjengelig fra: <http://www.amputee-coalition.org/resources/limb-loss-definitions/> (lest 30. mars 2017).
- Andersen, S. (2017). *Pris Objet Eden 260vs*: Protech Norge AS. Oversendt på mail. (27. januar 2017).
- Aniwaa. (2016). *M1 Carbon3D - 3D printer*: Aniwaa. Tilgjengelig fra: <http://www.aniwaa.com/product/3d-printers/carbon3d-m1/> (lest 15. februar 2017).
- Artec3D. (2015). *Artec Eva*: Artec 3D. Tilgjengelig fra: <https://www.artec3d.com/3d-scanner/artec-eva> (lest 20. februar 2017).
- Artec3D. (2016). *Professional 3D scanning solutions*: Artec 3D. Tilgjengelig fra: <https://www.artec3d.com/files/pdf/ArtecScanners-Booklet-EURO.pdf> (lest 16. februar 2017).
- Autodesk. (2017). *CAD/CAM*: Autodesk. Tilgjengelig fra: <http://www.autodesk.com/solutions/cad-cam> (lest 30. mars 2017).
- Bahr, A. (2017a). *PETG spesifikasjoner*: Bahr Sentralproduksjon. Oversendt PDF på mail. (11. februar 2017).
- Bahr, A. (2017b). *Pris på test-prøvehylse*: Bahr Sentralproduksjon. Oversendt på mail. (8. februar 2017).
- Berglund, J. (2017). *Rodin 4D 3D-printer og M4D-scan*: Embreis. Oversendt på mail. (26. januar 2017).
- BioSculptor. (2015a). *BioScanner TM*: BioSculptor. Tilgjengelig fra: <http://biosculptor.com/bioscanner/> (lest 16. februar 2017).
- BioSculptor. (2015b). *BioShape*: BioSculptor. Tilgjengelig fra: <http://biosculptor.com/bioscanner/software/> (lest 7. mars 2017).
- Brøgger, A. (2015). *Cytotoksisk*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/cytotoksisk>. (lest 30. mars 2017).
- Bulat, J. (2017). *Pris på 3D-printing av test-prøvehylse*: Norsk 3D Service. Oversendt på mail. (9. februar 2017).
- Carbon. (2016a). *Carbon*: Recode.net. Tilgjengelig fra: <http://www.recode.net/2016/4/2/11585810/companies-can-finally-get-their-hands-on-carbons-3d-printer-for-40000> (lest 16. februar 2017).
- Carbon. (2016b). *CE 220*: Carbon. Tilgjengelig fra: <http://www.carbon3d.com/materials/ce-cyanate-ester> (lest 21. februar 2017).

- Carbon. (2017a). *CE 221: Carbon*. Tilgjengelig fra: <http://www.carbon3d.com/materials/ce-cyanate-ester> (lest 21. februar 2017).
- Carbon. (2017b). *Cyanate Ester: Sculpteo*. Tilgjengelig fra: <https://www.sculpteo.com/en/materials/clip-resin-material/cyanate-ester-clip-resin-material/> (lest 23. februar 2017).
- Carbon. (2017c). *Standard Pricing: Carbon*. Tilgjengelig fra: [https://s3.amazonaws.com/carbon-static-assets/downloads/pricing/Carbon\\_Pricing.pdf](https://s3.amazonaws.com/carbon-static-assets/downloads/pricing/Carbon_Pricing.pdf) (lest 21. februar 2017).
- Carlyle, R. (2016). *What to do with failed/unwanted 3D prints?: 3D Printing*. Tilgjengelig fra: <http://3dprinting.stackexchange.com/questions/1266/what-to-do-with-failed-unwanted-3d-prints> (lest 23. mars 2017).
- CTCElectronic, Z. (2016). *High Accuracy Industrial SLA Riverbase 500 3D Printer: Zuhai CTC Electronic CO., LTD*. Tilgjengelig fra: [http://www.ctcprinter.com/product\\_detail.php?ProId=27](http://www.ctcprinter.com/product_detail.php?ProId=27) (lest 16. februar 2017).
- Cubicon. (2016). *Cubicon Single Plus: 3ders.org*. Tilgjengelig fra: <http://www.3ders.org/articles/20160330-hyvision-unveils-two-new-3d-printers-fff-cubicon-single-plus-dlp-cubicon-lux.html> (lest 16. februar 2017).
- Diegel, O. (2011). *The current process of creating prosthetic arm socket molds that can then be used to create custom sockets.:* oddguitars.com. Tilgjengelig fra: <http://www.oddguitars.com/prosthetics.html> (lest 7. mai 2017).
- Doctorlib. (u.å.). *Skeleton of the upper limb: doctorlib.info*. Tilgjengelig fra: <http://doctorlib.info/medical/anatomy/21.html> (lest 30. januar 2017).
- Dowell, J. (2016). *Samtale om WillowWood OMEGA: WillowWood*. Oversendt på mail. (19. oktober 2016).
- Engebretsen, B. (2012). *Prosjektledelse - Work Breakdown Structure*. Oslo: HiOA. Forelesning 2012.
- EnvisionTec. (2016a). *Advanced DLP For Superior 3D Printing: EnvisionTec*. Tilgjengelig fra: <https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2016/12/Why-EnvisionTEC-DLP-3D-Printing-is-Better.pdf> (lest 14. februar 2017).
- EnvisionTec. (2016b). *E-Shell 450 Series: Envision TEC*. Tilgjengelig fra: <https://envisiontec.com/3d-printing-materials/perfactory-materials/e-shell-450-series/> (lest 22. februar 2017).
- EnvisionTec. (2016c). *P4 Standard XL: EnvisionTec.com*. Tilgjengelig fra: <https://envisiontec.com/3d-printers/perfactory-family/perfactory-4-standard-xl/> (lest 16. februar 2017).
- EnvisionTec. (2016d). *Perfactory 4 Standard Series with ERM: EnvisionTEC*. Tilgjengelig fra: <https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2016/09/MK-MCS-P4StandardSeries-V01-FN-EN-2.pdf> (lest 16. februar 2017).
- EnvisionTec. (2016e). *Perfactory Materials: Envision TEC*. Tilgjengelig fra: <https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2016/09/MK-MTS-EShell450Series-V201604-FN-EN.pdf> (lest 21. februar 2017).
- Eriksen, C. (2017). *Pris på 3D-printing av test-prøvehylse: Prototal*. Oversendt på mail. (10. februar 2017).
- Filamentworld. (2017). *PLA filament 1.75 mm - Crystal Clear - 1 kg: Filamentworld*. Tilgjengelig fra: <https://www.filamentworld.de/shop/pla-filament-3d-drucker/pla-filament-1-75-mm-transparent/> (lest 21. februar 2017).
- FormLabs. (2015a). *The Form 1+: FormLabs*. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/3d-printers/form-1-plus/> (lest 14. februar 2017).

- FormLabs. (2015b). *The Form 2*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/3d-printers/form-2/> (lest 16. februar 2017).
- FormLabs. (2015c). *Tech Specs*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/3d-printers/tech-specs/> (lest 16. februar 2017).
- FormLabs. (2016). 3D Printing Technology Comparison: SLA vs. DLP. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/blog/3d-printing-technology-comparison-sla-dlp/> (lest 15. februar 2017).
- FormLabs. (2017a). *Buy Materials Form 1+*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/store/us/form-1/buy-materials/> (lest 21. februar 2017).
- FormLabs. (2017b). *Buy Materials Form 2*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/store/us/form-2/buy-materials/> (lest 21. februar 2017).
- FormLabs. (2017c). *Formlabs Materials*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/materials/standard/> (lest 23. februar 2017).
- FormLabs. (2017d). *Materials Data Sheet*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/media/upload/XL-DataSheet-201.pdf> (lest 21. februar 2017).
- FormLabs. (2017e). *Resin Care*: FormLabs. Tilgjengelig fra: <https://formlabs.com/support/materials/resin-care/> (lest 23. mars 2017).
- Fraser, W. D. (2015). 3D Printing- Hidden Costs You Need to Know. Tilgjengelig fra: [https://www.interphex.com/RNA/RNA\\_Interphex\\_V2/2015/docs/presentations/Fraser\\_Dan\\_Hidden\\_Costs.pdf?v=635670616247955175](https://www.interphex.com/RNA/RNA_Interphex_V2/2015/docs/presentations/Fraser_Dan_Hidden_Costs.pdf?v=635670616247955175) (lest 15. februar 2017).
- Gabrielsen, S. (2017). *Sliping, boring, splitting og liming*. Personlig kommunikasjon per telefon. (23. februar 2017).
- Gantt. (u. å.). *Gantt*. Tilgjengelig fra: <http://www.gantt.com> (lest 14. februar 2017).
- Genistar. (2014). *Meet Some of the Brightest Stars in 3D Printing*: Genistar. Tilgjengelig fra: <http://www.genistar.com/3dprinters.php> (lest 16. februar 2017).
- Gjøra, A.-M. F. (2017a). *Kravspesifikasjon prøvehylse*: Sophies Minde Ortopedi AS. Oversendt via e-post. (20. januar 2017).
- Gjøra, A.-M. F. (2017b). *Størrelse på test-prøvehylse*: Sophies Minde Ortopedi AS. Oversendt på mail. (6. februar 2017).
- Grunewald, S. J. (2016). 2016 3D Scanner Buying Guide. Tilgjengelig fra: <https://3dprint.com/138629/2016-3d-scanner-buying-guide/> (lest 16. februar 2017).
- GSC. (2016). *Transparent Materials*: Graphic Systems Corp. Tilgjengelig fra: <http://store.gsc-3d.com/VeroClear-RGD810> (lest 21. februar 2017).
- Güler, E. (2017). *Pris på 3D-printing av test-prøvehylse*: HiOA. Oversendt på mail. (17. februar 2017).
- Hafting, Y. (2017). *Pris på 3D-printing av test-prøvehylse*: Institutt for Informatikk ved UiO. Oversendt på mail. (17. februar 2017).
- Hansen, R. (2017). *Smatale om materialer og utstyr*: HiOA. Personlig kommunikasjon. (23. mars 2017).
- Hansen, R. & Starholm, I.-M. (2017). *Smatale om materialer som benyttes til prøvehylser og protesehylser*: HiOA. Personlig kommunikasjon. (1. mars 2017).
- Holck, P. (2009a). *Ekstensjon*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/ekstensjon>. (lest 19. april 2017).
- Holck, P. (2009b). *Fleksjon*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/fleksjon>. (lest 19. april 2017).
- Holck, P. (2009c). *Kondyl*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/kondyl>. (lest 30. mars 2017).
- Holck, P. (2009d). *Pronasjon*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/pronasjon>. (lest 30. mars 2017).



- Holck, P. (2015a). *Distal*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.sn.no/distal>. (lest 30. mars 2017).
- Holck, P. (2015b). *Hånden*: Store medisinske leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.sn.no/h%C3%A5nden>. (lest 15. februar 2017).
- Holck, P. (2015c). *Knokkel*: Store medisinske leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.sn.no/knokkel>. (lest 30. mars 2017).
- Holland. (2013). *What is USP Class VI Testing and Why is it Important*: Holland Applied Technologies. Tilgjengelig fra: <https://hollandaptblog.com/2013/10/14/what-is-usp-class-vi-testing-and-why-is-it-important/>) (lest 30. mars 2017).
- Holtebekk, T. (2009). *Lysspredning*: Store Norske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/lysspredning>. (lest 22. februar 2017).
- Jonsson, L. (2017). *Samtale om 3D-skanning av amputasjonsstump*: Sophies Minde Ortopedi AS. Personlig kommunikasjon. (2. mars 2017).
- Kåss, E. (2009). *Supinasjon*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.sn.no/supinasjon>. (lest 30. mars 2017).
- Kåss, E. (2017). *Proksimal*: Store Medisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.sn.no/proksimal>. (lest 30. mars 2017).
- Locker, A. (2017). *PETG Filament for 3D Printing: Explained & Compared*. Tilgjengelig fra: <https://all3dp.com/petg-filament-3d-printing/>) (lest 30. mars 2017).
- Lund, T. (2017a). *Pris på Stratasy's F123 Series*: Protech Norge AS. Personlig kommunikasjon per telefon. (16. februar 2017).
- Lund, T. (2017b). *Transparent PLA*: Protech Norge AS. Oversendt katalog med materialeegenskaper på mail. (21. februar 2017).
- McKenna, B. (2016). *Why Carbon's M1 3D Printer Subscription-Pricing Model Is a Brilliant Move*. Tilgjengelig fra: <https://www.fool.com/investing/general/2016/04/09/why-carbons-m1-3d-printer-subscription-pricing-mod.aspx> (lest 27. februar 2017).
- MiMakr. (2014a). *Cubicon Single Plus*: MiMakr. Tilgjengelig fra: <https://www.imakr.com/eu/en/3d-printers/943-cubicon-single-plus.html> (lest 16. februar 2017).
- MiMakr. (2014b). *DeltaWASP 20 x 40 Turbo*: MiMakr. Tilgjengelig fra: <https://www.imakr.com/eu/en/3d-printers/581-deltawasp-turbo.html> (lest 16. februar 2017).
- MiMakr. (2014c). *Raise3D N2 Plus Dual Extruder 3D Printer*: MiMakr. Tilgjengelig fra: <https://www.imakr.com/eu/en/fdm/695-raise3d-n2-plus.html#dataSheetSection> (lest 16. februar 2017).
- Molitch-Hou, M. (2016a). *The Best and Most Unique 3D Printer Materials: Photopolymer Edition*. Tilgjengelig fra: <http://www.engineering.com/3DPrinting/3DPrintingArticles/ArticleID/12625/The-Best-and-Most-Unique-3D-Printer-Materials-Photopolymer-Edition.aspx> (lest 22. mars 2017).
- Molitch-Hou, M. (2016b). *Prodways Nearly Doubles Carbon's Ultra-Fast 3D Printing Speeds*. Tilgjengelig fra: [http://www.engineering.com/3DPrinting/3DPrintingArticles/ArticleID/12002/Prodways-Nearly-Doubles-Carbon's-Ultra-Fast-3D-Printing-Speeds.aspx?e\\_src=relart](http://www.engineering.com/3DPrinting/3DPrintingArticles/ArticleID/12002/Prodways-Nearly-Doubles-Carbon's-Ultra-Fast-3D-Printing-Speeds.aspx?e_src=relart) (lest 27. februar 2017).
- Mæhlum, S. (2009). *Ortose*: Store medisinske leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.sn.no/ortose>. (lest 30. mars 2017).
- NorskTekniskOrtopedi. (2016a). *Elektrisk protese*: Norsk Teknisk Ortopedi. Tilgjengelig fra: <http://ortonor.no/produkter/elektrisk-protese/> (lest 30. mars 2017).

- NorskTekniskOrtopedi. (2016b). *Kosmetisk protese*: Norsk Teknisk Ortopedi. Tilgjengelig fra: <http://ortonor.no/produkter/kosmetisk-protese/> (lest 30. mars 2017).
- Omberg, O. S. (2017). *Pris på test-prøvehylse*: NMBU. Oversendt via mail. (3. februar 2017).
- Ore, S. & Stori, A. (2009). *Plast*: Store Norske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/plast>. (lest 22. mars 2017).
- Ortonor. (2014). *Hvordan en protese blir til*: Ortonor. Tilgjengelig fra: <http://ortonor.no/produkter/produksjon/> (lest 7. april 2017).
- Palermo, E. (2013). What is Stereolithography? Tilgjengelig fra: <http://www.livescience.com/38190-stereolithography.html> (lest 14. februar 2017).
- Persson, L. (2017). *Pris på Perfactory 4 Standard XL*: r.a.p.s. Oversendt på mail. (1. februar 2017).
- Photopolymer. (u. å.). *Photopolymers*: Photopolymer.com. Tilgjengelig fra: <http://www.photopolymer.com/> (lest 19 april 2017).
- Polymaker. (2015). *Polymaker PC-Plus*: Polymaker. Tilgjengelig fra: [http://www.polymaker.com/wp-content/uploads/2015/09/Polymaker-PC-Plus\\_TDS-v1-1.pdf](http://www.polymaker.com/wp-content/uploads/2015/09/Polymaker-PC-Plus_TDS-v1-1.pdf) (lest 21. februar 2017).
- Prodways. (2016a). *High resolution 3D printing with DLP movinglight*: Prodways. Tilgjengelig fra: <http://www.prodways.com/en/technologie/moving-light-curing/> (lest 27. februar 2017).
- Prodways. (2016b). *PLASTCure Clear 100*: Prodways. Tilgjengelig fra: <http://www.prodways.com/en/material/plastcure-clear-100-2/> (lest 23. februar 2017).
- Prodways. (2016c). *PLASTCure MATERIALS*: ProdWays. Tilgjengelig fra: <http://www.prodways.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/PLASTCure-Range-EN-V21.10.2016.pdf> (lest 21. februar 2017).
- Prodways. (2016d). *ProMaker L5000*: Prodways. Tilgjengelig fra: <http://www.prodways.com/en/industrial-3D-printers/promaker-l5000/> (lest 16. februar 2017).
- Raise3D. (2016). *Raise3D N2 plus FFF dual extruder 3D printer*: Hawk 3D Proto. Tilgjengelig fra: <http://www.hawk3dproto.co.uk/raise3d-n2-plus.html#> (lest 16. februar 2017).
- Religioso, E. (2011). *Supination, flexion*: Modern manual therapy, the eclectic approach. Tilgjengelig fra: <http://www.themanualtherapist.com/2011/12/clinical-pearl-biceps-transverse.html> (lest 31. mars 2017).
- Roald, B. (2017). *Nekrose*: Store MEDisinske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://sml.snl.no/nekrose>. (lest 30. mars 2017).
- RobinsonLibrary, T. (2015). *Lever*: The Robinson Library. Tilgjengelig fra: <http://www.robinsonlibrary.com/technology/mechanical/machines/lever.htm> (lest 14. februar 2017).
- Rodin4D. (2016a). *3D Printing Dedicated for AK and BK sockets, helmets, and more...* Rodin 4D. Tilgjengelig fra: <http://rodin4d.com/en/Products/manufacturing/3d-printing> (lest 16. februar 2017).
- Rodin4D. (2016b). *Client testimonials*: Rodin 4D. Tilgjengelig fra: <http://rodin4d.com/en/clients-testimonials-cadcam-solution-for-oandp> (lest 19. april 2017).
- Rodin4D. (2016c). *M4D Scan*: Rodin 4D. Tilgjengelig fra: <http://rodin4d.com/en/Products/acquisition/m4d-scan> (lest 16. februar 2017).
- Rodin4D. (2016d). *Neo 2016*: Rodin 4D. Tilgjengelig fra: <http://rodin4d.com/en/Products/rectification/r4d-cadcam-software> (lest 7. mars 2017).

- Rodin4D. (2016e). *Structure Sensor: Rodin 4D*. Tilgjengelig fra: <http://rodin4d.com/en/Products/acquisition/structure-sensor> (lest 16. februar 2017).
- Rosén, C. (2017a). *Pris på Promaker L-series*: 3D Center. Oversendt på mail. (17. februar 2017).
- Rosén, C. (2017b). *Samtale om ProdWays DLP-printere*: 3D Center. Personlig kommunikasjon via telefonsamtale. (16. februar 2017).
- Scanify. (2013). *Scanify Fuel 3D*: Scanify. Tilgjengelig fra: <https://scanify.fuel-3d.com/> (lest 20. februar 2017).
- Scanify. (2016). *Fuel3D studio 2.2*: Scanify. Tilgjengelig fra: <https://scanify.fuel-3d.com/introducing-fuel3d-studio/> (lest 7. mars 2017).
- Scudellari, M. (2012). *Missing Touch*: TheScientist.com. Tilgjengelig fra: <http://www.the-scientist.com/?articles.view/articleNo/32513/title/Missing-Touch/> (lest 30. januar 2017).
- Sculpteo. (2014). *Guide to Professional 3D Printers*: Sculpteo. Tilgjengelig fra: <https://www.sculpteo.com/blog/2014/07/22/list-of-professional-3d-printers/> (lest 16. februar 2017).
- Selvig, E. (2009). *Biokompatibel*: Store Norske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/biokompatibel>. (lest 30. mars 2017).
- Shahid, M. K., Fletcher, M. & Robati, S. (2015). The Biomechanical Forces that Act on the Elbow Joint. *EC Orthopaedics*, 1: 1-11.
- Smyth, A. (2017). *Wasp printer og Spectra scanner*: Vorum. Oversendt på mail. (17. januar 2017).
- SolidTechnologies. (2017). *Solid Technologies Product Catalog*: Solid Technologies. Tilgjengelig fra: <http://sldtech.com/pdf/STI-Product-Catalog.pdf> (lest 16. mars 2017).
- Starholm, I.-M. (2015a). *Emneplan ORTO 2200, Overekstremitetsproteser og -ortoser*: Høgskolen i Oslo og Akershus.
- Starholm, I.-M. (2015b). *Kompendium Emne ORTO 2200, Overekstremitetsproteser*: Høgskolen i Oslo og Akershus.
- Starholm, I.-M. (2017a). *Størrelse på prøvehylser*: HiOA. Oversendt på mail. (17. februar 2017).
- Starholm, I.-M. (2017b). *Tidsbruk på prøvehylsefremstilling*: HiOA. Oversendt på mail. (20. mars 2017).
- Stephens, T. A. O. C. (2013). *AmputeeOT: How a test prosthetic socket is made*. Tilgjengelig fra: [https://www.youtube.com/watch?v=zKib\\_5eDYUo](https://www.youtube.com/watch?v=zKib_5eDYUo) (lest 14. februar 2017).
- Stori, A. (2009). *Resin*: Store Norske Leksikon. Tilgjengelig fra: <https://snl.no/resin>. (lest 19. april 2017).
- Strand, A. (2017a). *Priser på materiale til ProJet og ProX*: Canon Norge AS. Oversendt på mail. (16. februar 2017).
- Strand, A. (2017b). *Samtale om 3D-printere*: Canon Norge AS. Personlig kommunikasjon. (10. mars 2017).
- Stratasys. (2015). *Objet Eden260VS*: Stratasys. Tilgjengelig fra: [http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Machine\\_Spec\\_Sheets/PSS\\_PJ\\_Objjet\\_Eden260VS.pdf?v=635784288305712368](http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Machine_Spec_Sheets/PSS_PJ_Objjet_Eden260VS.pdf?v=635784288305712368) (lest 16. februar 2017).
- Stratasys. (2016a). *Objet Eden260VS*: sys-uk.com. Tilgjengelig fra: <http://www.sys-uk.com/3d-printers/objet-eden260vs/> (lest 16. februar 2017).
- Stratasys. (2016b). *RGD720*: Stratasys. Tilgjengelig fra: [http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Material%20Cards/MC\\_PJ\\_Transparent\\_RGD720.pdf?v=636059923141248604](http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Material%20Cards/MC_PJ_Transparent_RGD720.pdf?v=636059923141248604) (lest 21. februar 2017).

- Stratasys. (2016c). *VeroClear (RGD810)*: Stratasys. Tilgjengelig fra:  
[http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Material%20Cards/MC\\_PJ\\_VeroClear\\_RGD810.pdf?v=636059923192188712](http://usglobalimages.stratasys.com/Main/Files/Material%20Cards/MC_PJ_VeroClear_RGD810.pdf?v=636059923192188712) (lest 21. februar 2017).
- Stratasys. (2017a). *The Stratasys F123 Series*: Stratasys. Tilgjengelig fra:  
[http://www.stratasys.com/~media/Main/Files/Brochures/BR\\_FDM\\_F123Series\\_0117\\_e\\_Web.pdf](http://www.stratasys.com/~media/Main/Files/Brochures/BR_FDM_F123Series_0117_e_Web.pdf) (lest 16. februar 2017).
- Stratasys. (2017b). *Stratasys F170*: ProtechNorge.no. Tilgjengelig fra:  
<http://www.protechnorge.no/produkter/stratasys-fdm/stratasys-f170> (lest 16. februar 2017).
- Stratasys. (u.å.-a). *RGD720*: Stratasys. Tilgjengelig fra:  
<https://store.stratasys.com/stratasysstorefront/stratasys/en/USD/Materials-%26-Accessories/NA/Flavors/RGD720/p/P013> (lest 23. februar 2017).
- Stratasys. (u.å.-b). *VeroClear RGD810*: Stratasys. Tilgjengelig fra:  
<https://store.stratasys.com/stratasysstorefront/stratasys/en/USD/Materials-%26-Accessories/NA/Flavors/VeroClear%2C-RGD810/p/P030> (lest 23. februar 2017).
- Støren, S. (2009). *Strekprøving*: Store Norske Leksikon. Tilgjengelig fra:  
<https://snl.no/strekpr%C3%B8ving>. (lest 8. mars 2017).
- SykehusetInnlandet. (u.å.). *Amputasjon av arm/hånd/finger - rehabilitering*: Sykehuset Innlandet HF. Tilgjengelig fra: <https://sykehuset-innlandet.no/behandlinger/amputasjon-av-armhandfinger-rehabilitering> (lest 29. mars 2017).
- Søderlund, H. (2017). *Pris på Omega Scanner*: Nordic Ortopedica. Oversendt på mail. (18. januar 2017).
- Taulman. (2015). *High Strength PETG*: Taulman3D. Tilgjengelig fra:  
<http://taulman3d.com/news.html> (lest 23. februar 2017).
- Taylor, C. L. (1955). The biomechanics of control in upper-extremity prostheses. *Art. Limbs*, 2: 4-25.
- Techopedia. (u. å.). *3D Scanner*: Techopedia. Tilgjengelig fra:  
<https://www.techopedia.com/definition/29374/3-d-scanner>. (lest 15. februar 2017).
- Thommessen, B. B. (2017). *Pris på 3D-printing av test-prøvehylse*: Nordic 3D. Oversendt på mail. (8. februar 2017).
- Vorum. (2015a). *Canfit Prosthetics and Orthotics CAD*: Vorum. Tilgjengelig fra:  
<http://vorum.com/cad-cam-prosthetic-orthotic/canfit-design-software/> (lest 7. mars 2017).
- Vorum. (2015b). *Spectra 3D Prosthetics and Orthotics Scanner*: Vorum. Tilgjengelig fra:  
<http://vorum.com/cad-cam-prosthetic-orthotic/spectra-3d-scanner/> (lest 16. februar 2017).
- Walford, A. (2007). *What is Photogrammetry?*: Photogrammetry.com. Tilgjengelig fra:  
<http://www.photogrammetry.com/> (lest 27. april 2017).
- Wasp. (2017). *WASP DeltaWASP 20 40*: 3D Hubs. Tilgjengelig fra:  
<https://www.3dhubs.com/3d-printers/deltawasp-20-40> (lest 16. februar 2017).
- WillowWood. (2016a). *OMEGA Scanner 3D*: Willow Wood. Tilgjengelig fra:  
<https://www.willowwoodco.com/products-services/omega/hardware/omega-scanner-3d/#tab-1> (lest 16. februar 2017).
- WillowWood. (2016b). *Tracing Hardware*: Willow Wood. Tilgjengelig fra:  
<https://www.willowwoodco.com/products-services/omega/hardware/tracing-hardware/#tab-1> (lest 7. mars 2017).
- Zhuhai. (2016). *CTC Riverbase 500*: 3Dprint.com. Tilgjengelig fra:  
<https://3dprint.com/117916/zhuhai-ctc-riverbase-500/> (lest 16. februar 2017).



Zubel, M., Fasano, A., Woyessa, G., Sugden, K., Rasmussen, H. K. & Bang, O. (2016). *3D-printed PMMA Preform for Hollow-core POF Drawing*. Proceedings of the 25th International Conference on Plastic Optical Fibers 2016: University of Aston in Birmingham.

Øvern, K. M. (2014). *Litteraturstudie som metode*. Tilgjengelig fra: <http://www.slideshare.net/higbibl/litteraturstudie-som-metode> (lest 14. februar 2017).

## 15. Vedlegg

### INNHOOLD

1. Tilegnelse av kunnskap ved besøk .....	i
1.1. Klinikktjeneste ved HiOA .....	i
1.2. Omvisning ved Sophies Minde .....	ii
2. Refleksjonsnotat .....	iv

# 1. Tilegnelse av kunnskap ved besøk

Ortopediingeniørlinjen ved HiOA og ortopediklinikken Sophies Minde tok imot besøk høsten 2016 for at det kunne gjøres noe forarbeid til masteroppgaven. Ved HiOA var det to dager med klinikkjeneste som ble observert. En omvisning på Sophies Minde ble utført for å opprette kontakt og for å få et innblikk i hvordan en protese lages fra start til slutt. Besøkene beskrives i delkapitlene som følger.

## 1.1. Klinikkjeneste ved HiOA

Det ble opprettet en kontakt med ortopediingeniørlinjen ved HiOA høsten 2016. Dette kapittelet tar for seg de to første møtene med lærere/ortopediingeniører, studenter og pasienter.

I september 2016 var det satt av to dager til klinikkjeneste for studentene ved ortopediingeniørlinjen ved HiOA. Klinikkjenesten gikk ut på at pasienter med behov for underekstremitetsproteser kom inn til andre og siste prøving av protesene studentene hadde produsert. De samme pasientene hadde tidligere vært inne for å lage og justere prøvehylser før protesene ble laget og tilpasset.

Som observatør så det ut til at studentene fikk stor frihet til å bruke egen kreativitet til å komme opp med en løsning for protesen slik at den passet pasienten best mulig. Hver pasient hadde to proteser som skulle testes, laget av to studenter. Dersom pasienten likte ideen kunne den tas med til videre utvikling hos det ortopediske senteret pasienten vanligvis får sine proteser fra. Underveis i testingen var det god mulighet for å kunne spørre lærere om råd og veiledning slik at protesene kunne justeres på best mulig måte.

Det ble utført små og større endringer av protesene underveis i prøvingen etter tilbakemelding fra pasientene. En av pasientene trengte at den kunstige foten ble forskjøvet noe inn mot den andre foten for at balansepunktet skulle bli riktig. En annen pasient fikk en protese som føltes ubehagelig der protesen sluttet på låret. Studenten som hadde laget protesen kuttet derfor protesen noe og slapte den ned for å gjøre den mer behagelig. Det resulterte i at protesen ikke ville sitte stramt rundt låret. Studenten lagde derfor en reim som kunne strammes og slakkes etter pasientens ønske.

Flere av pasientene har krevende stumper som er bredere i nedre del enn resten av benet. En slik stump er det vanskelig å lage en protese til som er enkel å komme ned i og feste uten at den blir proporsjonalt for stor i forhold til det andre benet. Det er også vanskelig å ha riktig passform til hele den delen av benet som er nede i protesen. En av pasientene som var på klinikkjeneste hadde en slik situasjon. Den protesen han vanligvis brukte er utformet som en lang støvlett med snøring fra ankelen og opptil kneet. Hver gang han skal ta av og på protesen må dette knytes helt opp og igjen. Studentene hadde utviklet to forskjellige proteser med et snøresystem hvor snøringen foregikk i et slags integrert rørsystem. For å stramme eller slakke ble det brukt et boa-lukkesystem. De nye protesene gjorde det enklere for pasienten å stramme

protesen tilstrekkelig, men de var litt for stramme i åpen posisjon til at det var like enkelt å føre benet ned i de nye protesene. Dette var noe som kunne utvikles videre.

Alle pasientene hadde forskjellige ønsker når det gjaldt protesene. For noen var det viktig at protesen er så lik det andre benet som mulig. For andre var det viktigste at den er enkel å bruke i dagliglivet. Noen av pasientene var aktive og hadde ødelagt flere proteser ved å gå skiturer eller ved andre aktiviteter. For disse pasientene var det viktig at protesen er sterk nok til aktiviteten de bedriver.

Besøket hos ortopediingeniørinjens klinikkjeneste gav et lite innblikk i hvordan en av fasene for utvikling av proteser kan være. Som en som aldri hadde satt seg inn i et slikt fagfelt var det lærerikt å se hvordan det gjøres i praksis. Det som er sett på som viktigst å ta med videre er at alle pasienter er ulike. Alle har forskjellige behov og ønsker for hvordan protesen skal være. Hver gang det skal lages en ny protese må det tilpasses den enkelte pasientens bruksområde og mål.

## 1.2. Omvisning ved Sophies Minde

Under omvisning på Sophies Minde Ortopedi AS ble verkstedet besøkt samtidig som ortopediteknikere og ortopediingeniører viste hva de holdt på med. Det gav et innblikk i hvordan hele prosessen fra gipsen er støpt på en pasients stump til en ferdig protese gis til pasienten.

En pasient som trenger håndprotese var inne til testing av prøvehylse. Prøvehylsen ble plassert på hånden og punkter hvor det trengtes mer eller mindre trykk ble markert etter tilbakemelding fra pasient og observasjon av ortopediingeniøren. Det ble brukt varme for å justere prøvehylsen før den igjen ble testet på pasienten til den hadde riktig passform.

I verkstedet ble forskjellige prosesser utført. I et av rommene ble positive gipsavstøpninger laget og modellert for å kunne trekke prøvehylser i plast utenpå. Når prøvehylsen var ferdig tilpasset en pasient kunne ortopediteknikeren begynne arbeidet med selve protesen.

Kosmetiske proteser ble laget ved å legge silikon utenpå protesen. Silikonet blir farget med pasientens hudfarge og tilført elementer som blodårer, hår, negler og rynker. Proteser til barn kunne ha bilder av tegneseriefigurer eller andre ting barnet likte.

Det er stor forskjell på hva slags proteser for overekstremiteter som lages. Noen proteser er kun til for å gi støtte eller for å se ut som en ekte hånd. Myoelektriske proteser bruker musklene i armen til å kunne gripe og slippe objekter. De mest avanserte protesene kan ha flere forskjellige grep og kan styres via smarttelefon. For å få støtte til en slik protese kreves det mye av pasienten og søknadsprosessen er lang.

Sophies Minde Ortopedi AS har et stort lager som inneholder modeller av ben, føtter og armer. Disse tas vare på i tilfelle en protese, ortose eller spesialtilpasset sko blir ødelagt og pasienten vil ha den samme tilpasningen som forrige gang.

Fra besøket på Sophies Minde Ortopedi AS er det tatt med videre at det er et ønske om et digitalt system med modeller av pasienters kroppsdeler for å spare plass. Når det gjelder prøvehylser er det viktig at de er laget av et materiale som har de egenskapene som trengs for at ortopediingeniøren skal kunne gjøre gode justeringer. Det innebærer en prøvehylse som er gjennomsiktig, som ved varmebehandling kan få små justeringer og som er passe stiv slik at den holder formen ved prøving, men ikke er så sprø at den sprekker.

## 2. Refleksjonsnotat

De første ukene av prosjektet ble brukt til å innhente grunnleggende kunnskap om hva ortopedifaget går ut på. Å bruke noen uker på det var med på å gi en bred forståelse av kravene som ble stilt til prøvehylsen. Å få være med på klinikkjeneste og se hvordan forskjellige prosesser foregår i praksis har også vært med på å styrke forståelsen for hva som er mer eller mindre nødvendig å ta hensyn til ved produksjon av prøvehylser.

Kunnskapen om materialer er blitt større i løpet av prosjektet. Dersom oppgaven skulle skrives på nytt ville materialene få en større plass. Materialene som kan brukes til prøvehylser ville vært utgangspunktet for hvilke 3D-printere som kan benyttes og ikke omvendt. Utvalget av 3D-skannere og 3D-printere i oppgaven kunne blitt fremstilt på en mer strukturert måte med en spesifikk egenskap som gjorde utstyret aktuelt.

3D-skanneren som ble brukt til å skanne test-pasienten var en kontakt-skanner kalt Tracer Pen. Den er ikke lenger i produksjon og er beregnet for bruk på underekstremiteter. I etterkant av testingen ble gipspositiven til test-pasienten skannet med en mer nøyaktig 3D-skanner som ikke er i kontakt med pasienten. Det burde blitt gjort en undersøkelse av 3D-skannerne som kunne være tilgjengelig før testingen. Dersom den nyeste og mest nøyaktige 3D-skanneren hadde blitt benyttet, kan det være at de 3D-printede prøvehylsene hadde passet bedre.





Norges miljø- og biovitenskapelig universitet  
Noregs miljø- og biovitenskapelige universitet  
Norwegian University of Life Sciences

Postboks 5003  
NO-1432 Ås  
Norway