Kungliga Tekniska Högskolan

Institutionen för teknisk mekanik

Examensarbete inom Hållfasthetslära

Biomekanisk analys av tandimplantat med finita elementmetoden

Författare:
Malte Neikter
mneikter@ug.kth.se

Handledare och uppdragsgivare:
Christian Gasser

Datum:
2 februari 2026

Sammanfattning

Denna rapport behandlar en studie inom hållfasthetslära med fokus på biomekanik, där syftet är att analysera den initiala mekaniska påverkan på mandibulärt ben vid insättning av tandimplantat. Studien utförs i simuleringsprogrammet ANSYS och är avgränsad till en tvådimensionell analys för att möjliggöra en detaljerad men hanterbar modell. Arbetet innefattar uppbyggnad av geometri, materialdefinition och meshning av både implantat och omgivande benvävnad, följt av simulering av deformation och spänningsfördelning under två olika belastningsfall.

Syftet med rapporten är att bidra till en ökad förståelse för vilka biomekaniska faktorer som påverkar den primära stabiliteten hos tandimplantat, vilket i sin tur är avgörande för långsiktig osseointegration (implantatets integration i benvävnaden). Resultaten visar hur olika materialegenskaper och belastningsförhållanden påverkar spänningskoncentrationer i käkbenet. Genom att identifiera kritiska zoner för initial mekanisk belastning kan resultaten användas som underlag för framtida förbättringar inom implantatdesign och kirurgisk metodik.

Abstract

This report presents a study in solid mechanics with a biomechanical focus, aiming to analyze the initial mechanical impact on mandibular bone during dental implant insertion. The simulation is performed using the finite element software ANSYS and is limited to a two-dimensional analysis to enable a detailed yet manageable model. The study includes geometry creation, material definition, and meshing of both the implant and surrounding bone tissue, followed by the simulation of deformation and stress distribution under two loading scenarios.

The objective is to enhance the understanding of biomechanical factors affecting the primary stability of dental implants, which is crucial for long-term osseointegration. The results demonstrate how variations in material properties and loading conditions influence stress concentrations in the jawbone. By identifying critical zones for initial mechanical stress, the findings can inform future improvements in implant design and surgical procedures.

Innehåll

Sammanfattning **1**

Abstract **2**

1 Inledning **6**

2 Syfte och frågeställningar **7**

3 Teoretisk bakgrund **8**

4 Metod **9**
4.1 Geometri och kontakt 9
4.2 Materialmodeller 10
4.3 Laddningssekvens och analyssteg 10

5 Materialparametrar **12**

6 Resultat **13**
6.1 Initial deformation (termisk expansion) 13
6.2 Yttre belastning och effekt på stabilitet 15

7 Diskussion **20**
7.1 Tolkning av resultat 20
7.2 Begränsningar 20

8 Slutsats **22**

Figurer

4.1 Symmetriskt ben 9
4.2 Asymmetriskt ben 9
4.3 Termisk last på implantatet. 10
4.4 Rak kraft på implantatet 11
4.5 Sned kraft på implantatet 11

6.1 Spänning i symmetriskt ben vid termisk last 13
6.2 Töjning i symmetriskt ben vid termisk last 13
6.3 Spänning i asymmetriskt ben vid termisk last 14
6.4 Töjning i asymmetriskt ben vid termisk last 14
6.5 Spänning i symmetriskt ben vid rak kraft 15
6.6 Töjning i symmetriskt ben vid rak kraft 15
6.7 Spänning i symmetriskt ben vid sned kraft 16
6.8 Töjning i symmetriskt ben vid sned kraft 16
6.9 Spänning i asymmetriskt ben vid rak kraft 17
6.10 Töjning i asymmetriskt ben vid rak kraft 17
6.11 Spänning i asymmetriskt ben vid sned kraft från höger 18
6.12 Töjning i asymmetriskt ben vid sned kraft från höger 18
6.13 Spänning i asymmetriskt ben vid sned kraft från vänster 19
6.14 Töjning i asymmetriskt ben vid sned kraft från vänster 19

Tabeller

5.1 Materialparametrar för simuleringen 12

Kapitel 1

Inledning

Tandimplantat är en vanlig ersättning vid förlust av en tand. Det är estimerat att ungefär 5–10 % av alla tandimplantat misslyckas inom 10 år från att implantatet sätts in [2]. Den vanligaste anledningen till dessa misslyckanden är biologiska faktorer, där peri-implantit utgör en betydande orsak [2]. En litteraturöversikt genomförd inom svensk primärvård visar att det finns flera faktorer som påverkar implantatets framgång, där både systemiska och lokala förhållanden spelar in [3].
Biomekaniska faktorer, såsom spänning och töjning i benvävnaden runt implantatet, spelar också en viktig roll i utvecklingen av komplikationer och potentiella misslyckanden [1]. Dessa mekaniska faktorer uppstår både vid insättning av implantatet och vid daglig belastning genom tuggning.

Syftet med denna rapport är att studera dessa biomekaniska faktorer genom simulering med finita elementmetoden (FEM) i ANSYS. Studien utfördes i ett tvådimensionellt tvärsnitt för att simplifiera studien, möjliggöra fler parametriska studier samt att ge tydligare tolkning av resultat. En ambition med denna studie är att man någon gång i framtiden kan använda sig av liknande analyser för att optimera insättningen av tandimplantat med fokus på den långsiktiga hållbarheten.

Kapitel 2

Syfte och frågeställningar

Syftet med detta examensarbete är att analysera hur olika parametrar påverkar den primära stabiliteten hos ett tandimplantat direkt efter insättning. Följande frågeställningar undersöks:

- Hur påverkar olika materialegenskaper (t.ex. elasticitet, plastisk gräns) deformation och spänning i benet?
- Hur påverkas stabiliteten av oregelbundenheter i benets uppbyggnad?
- Hur påverkas spänningen och töjningen i benet av belastningens riktning (rak vs. sned kraft)?

Kapitel 3

Teoretisk bakgrund

Tandimplantat är en lösning som används vid ersättning av förlorade tänder. Ett tandimplantat är oftast uppbyggt i tre delar: en gängad titaniumskruv som skruvas in i käkbenet, en distans (som sticker upp ovanför tandköttet för att underlätta påsättning av kronan) och en krona som efterliknar den översta delen av en tand.

När ett implantat sätts in i käkbenet sker en biomekanisk interaktion mellan implantat och benvävnad. En avgörande faktor för ett lyckat implantat är **primär stabilitet**, vilket definieras som den mekaniska stabiliteten som uppstår direkt efter insättning. Den påverkas bland annat av benvävnadens kvalitet, implantatets form och yta samt precisionen vid borrning av hålet i benet.

Efter den initiala mekaniska stabiliteten följer en biologisk integrationsfas kallad **osseointegration**, där benvävnaden gradvis växer in mot och fäster vid implantatet. Denna process sker över veckor till månader och är känslig för mikrorörelser och för hög belastning. Om den primära stabiliteten är låg kan mikrorörelser uppstå som stör inläkningen, vilket i sin tur kan leda till implantatförlust.

För att förstå mekaniska påfrestningarna hos ett material så används ofta numeriska metoder som den **finita elementmetoden (FEM)**. FEM möjliggör en simulering där man kan se spänningsfördelningar och plastisk deformation i benvävnaden. Man får även en simulerad bild på hur deformationen ser ut.

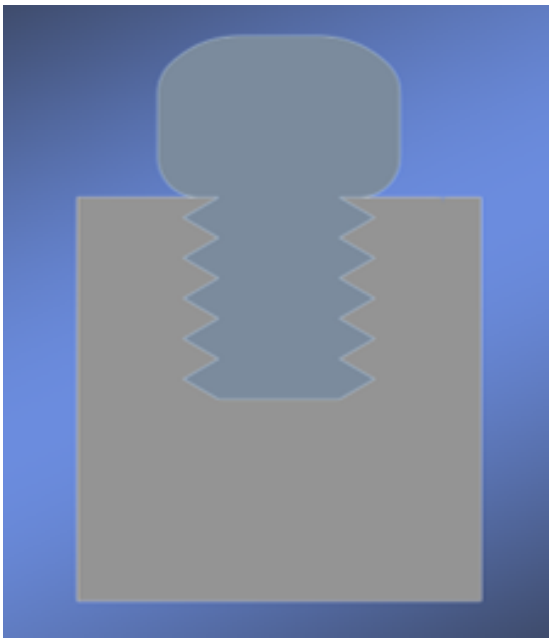
Vid simuleringar kan benet modelleras som ett linjärt elastiskt eller som ett elastoplastiskt material. Eftersom käkbenet kan genomgå viss plastisk deformation vid höga lokala tryck, är en elastoplastisk modell mer representativ vid inledande insättning. Denna studie fokuserar därför på att analysera hur olika belastningssituationer och materialegenskaper påverkar plastiska deformationer vid insättning av ett implantat i mandibeln.

Kapitel 4

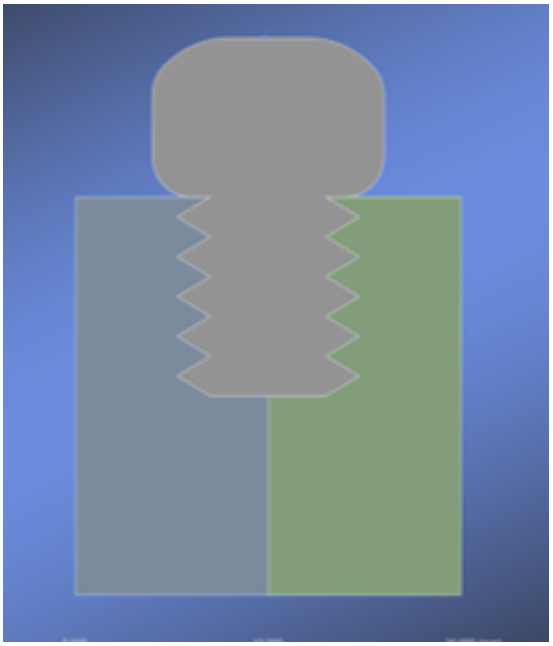
Metod

4.1 Geometri och kontakt

I denna studie användes två modeller: en med implantat i ett symmetriskt ben, och en med implantat i ett asymmetriskt ben där ena sidan hade reducerad elasticitetsmodul (se Kapitel 5). Geometrierna konstruerades i ANSYS SpaceClaim. Eftersom analysen genomfördes i två dimensioner, definierades modellerna som skisser vilka omvandlades till ytor med verktyget Fill. Kontakt mellan implantat och käkben modellerades som friktionell med en friktionskoefficient på 0,3.



Figur 4.1: Symmetriskt ben



Figur 4.2: Asymmetriskt ben

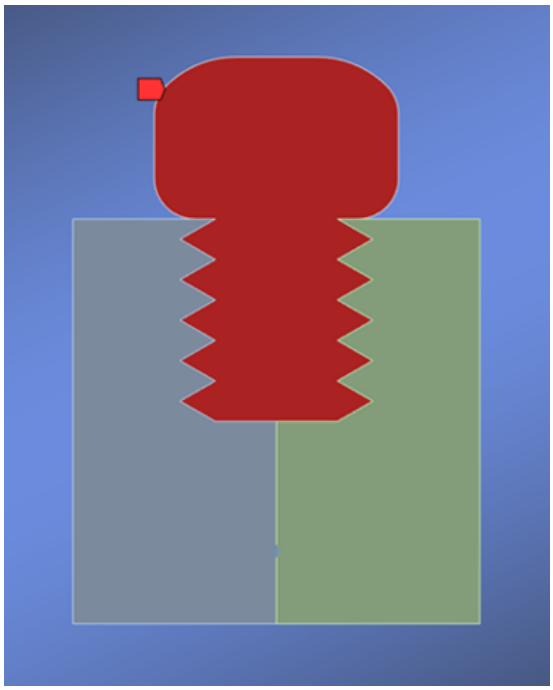
4.2 Materialmodeller

Implantatet modellerades som ett linjärt elastiskt material med termisk expansion för att efterlikna insättning. Käkbenet definierades som ett elastoplastiskt material med bilinjär hårdning. I vissa fall gavs höger och vänster sida av benet olika materialparametrar för att simulera asymmetriska anatomiska förhållanden. För detaljer, se Kapitel 5.

4.3 Laddningssekvens och analyssteg

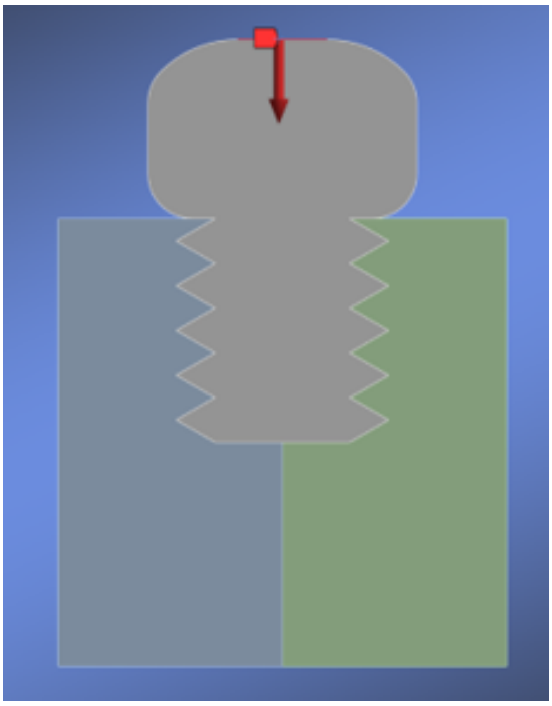
Analysen utfördes i ett analysblock med två steg:

- **Steg 1: Termisk expansion** av implantatet för att simulera press-passning och kontakttryck mot käkbenet. Eftersom endast implantatet termisk expansionskoefficient så kommer inte värmen att påverka käkbenet.

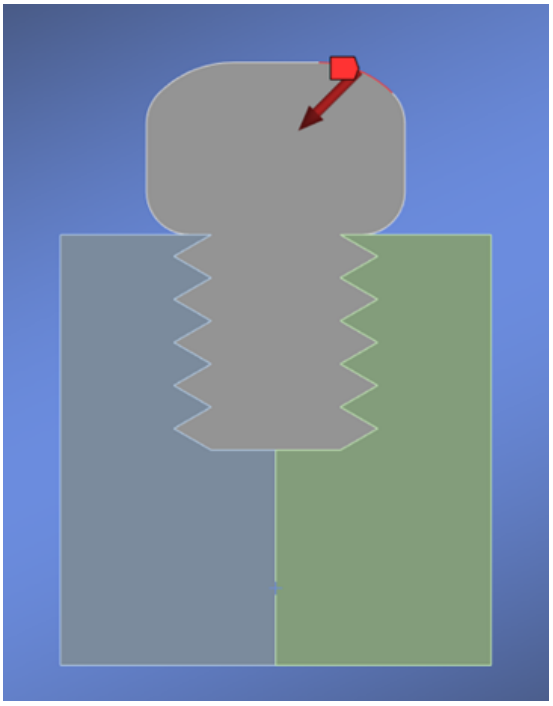


Figur 4.3: Termisk last på implantatet.

- **Steg 2: Yttre kraft** som motsvarar tuggbelastning – applicerad både som rak och sned belastning i separata fall.



Figur 4.4: Rak kraft på implantatet



Figur 4.5: Sned kraft på implantatet

Kapitel 5

Materialparametrar

Materialparametrarna som använts i simuleringen presenteras i Tabell 5.1. Käkbenet modellerades som ett elastoplastiskt material i två varianter: ett starkt och ett svagt. Implantatet modellerades som linjärt elastiskt med termisk expansion.

Tabell 5.1: Materialparametrar för simuleringen

Parameter	**Käkben (starkt)**	**Käkben (svagt)**	**Implantat**
Elasticitetsmodul E	17 GPa	6 GPa	$1 \cdot 10^6$ GPa
Poisson's tal ν	0,3	0,3	0,3
Sträckgräns σ_y	120 MPa	50 MPa	–
Tangentmodul E_t	1,5 GPa	0,3 GPa	–
Värmeutvidgningskoefficient α	–	–	$9 \cdot 10^{-6}$ 1/°C
Materialbeteende	Elastoplastiskt	Elastoplastiskt	Linjärt elastiskt

Implantatets materialparametrar valdes inte för att efterlikna verkliga egenskaper hos exempelvis titan, utan för att fungera som en numerisk approximation av en stel kropp. Elasticitetsmodulen sattes därför till ett mycket högt värde ($E = 10^6$ GPa), vilket gör att implantatet inte deformeras nämnvärt under belastning. Den termiska expansionen användes som en metod för att simulera press-passning mellan implantat och därmed införa en initial deformation i käkbenet.

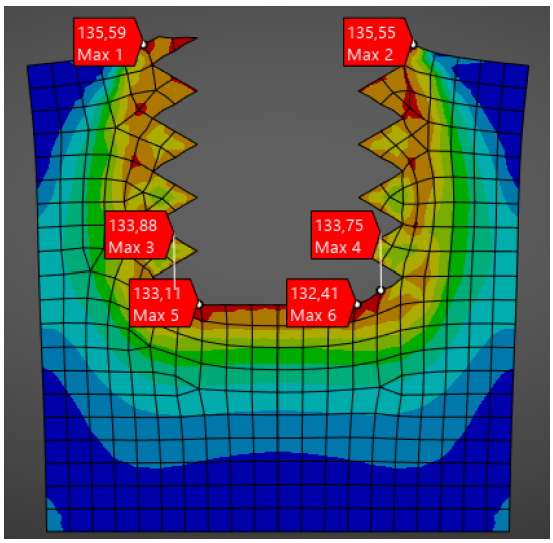
Det svagare materialet sattes på höger sida i den andra modellen och hade som syfte att efterlikna ett käkben som hade en försvagning i benstrukturen på ena sidan.

Kapitel 6

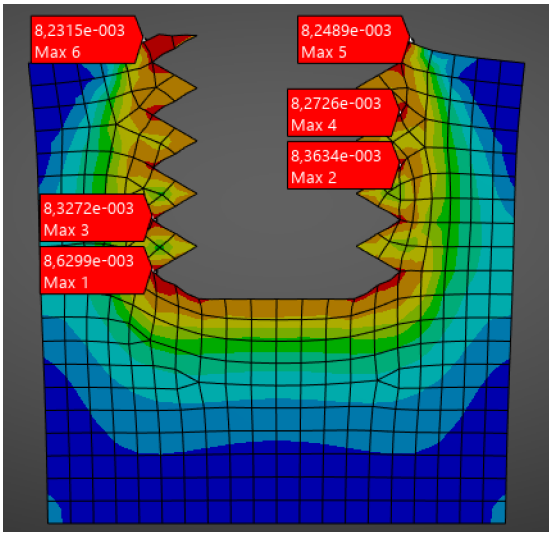
Resultat

6.1 Initial deformation (termisk expansion)

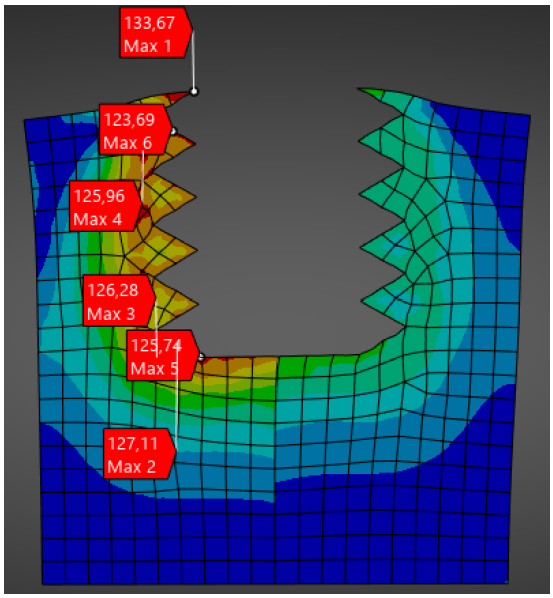
I ett första steg applicerades en termisk last på implantatet för att simulera inskruvning och skapa kontakttryck mot käkbenet. Resultaten visar att plastisk deformation kan uppstå redan innan någon yttre kraft tillförs, särskilt i kontaktzonerna mellan gängor och ben. I det asymmetriska fallet koncentrerades deformationen främst till den svagare sidan, medan den symmetriska modellen visade jämnt fördelad töjning.



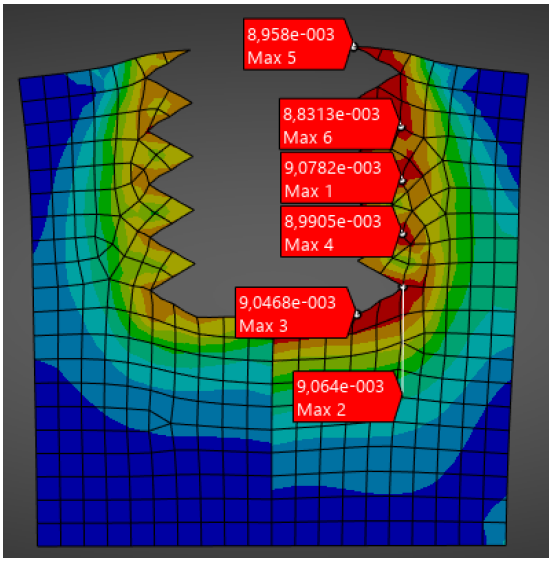
Figur 6.1: Spänning i symmetriskt ben vid termisk last



Figur 6.2: Töjning i symmetriskt ben vid termisk last



Figur 6.3: Spänning i asymmetriskt ben vid termisk last



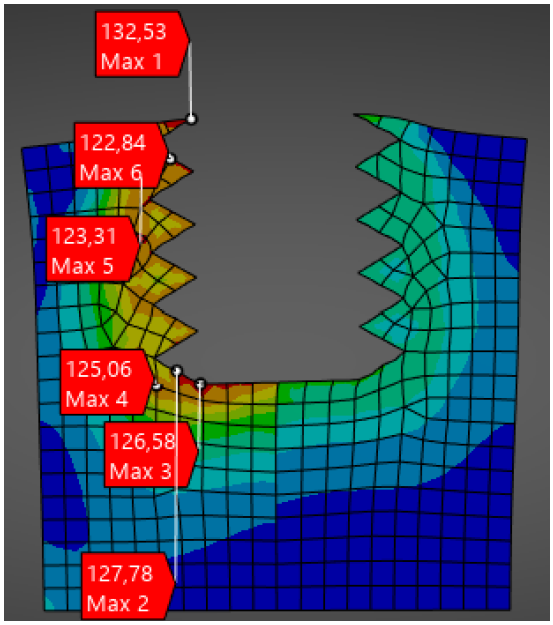
Figur 6.4: Töjning i asymmetriskt ben vid termisk last

6.2 Yttre belastning och effekt på stabilitet

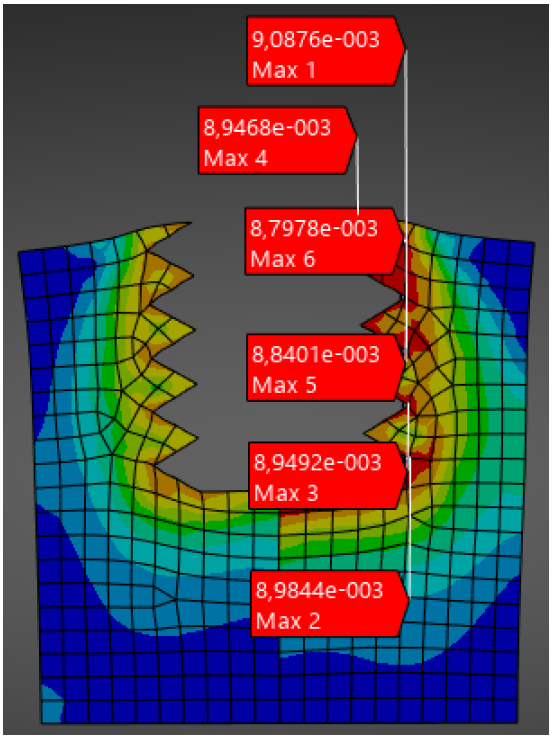
Efter den initiala deformationen genomfördes fem simuleringar med syfte att undersöka hur olika parametrar påverkar den primära stabiliteten hos tandimplantatet. I samtliga fall applicerades först en termisk last, följt av en yttre kraft motsvarande tuggtryck.

Fall 1: Symmetriskt ben + rak belastning

I detta referensfall var både höger och vänster sida av benet identiska och modellerade med samma materialparametrar. En rak vertikal kraft applicerades ovanpå implantatet. Resultaten visar en jämnt fördelad plastisk deformation kring gängorna, med symmetriska töjningszoner i båda sidor. De maximala värdena uppstod nära implantatets övre kontaktzoner. Denna belastning resulterade i god primär stabilitet utan tydliga riskzoner.



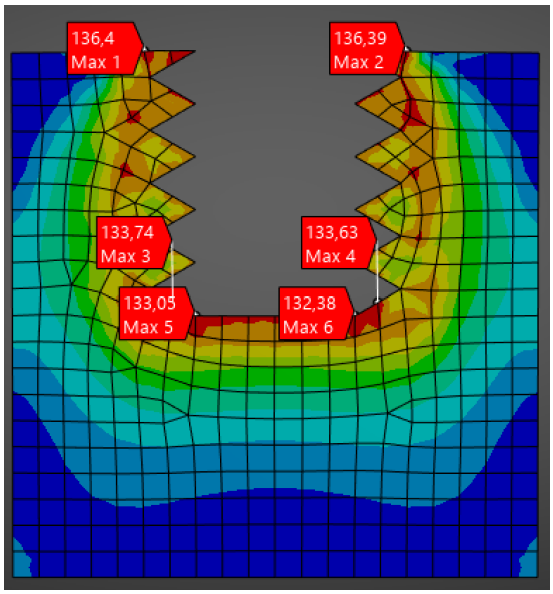
Figur 6.5: Spänning i symmetriskt ben vid rak kraft



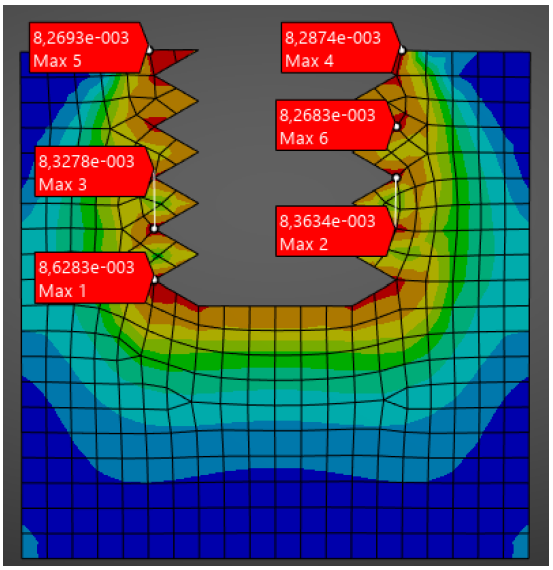
Figur 6.6: Töjning i symmetriskt ben vid rak kraft

Fall 2: Symmetriskt ben + sned belastning

Vid sned belastning, trots att benet är symmetriskt, uppstod en tydlig asymmetri i plastisk deformation. Belastningen applicerades snett från vänster, vilket ledde till att spänningskoncentrationer försköts till motsatt sida. Deformationen ökade på den sida som belastades direkt, vilket antyder att belastningens riktning har en avgörande påverkan även i ett symmetriskt system. Denna sneda belastning minskar den initiala stabiliteten jämfört med rak belastning.



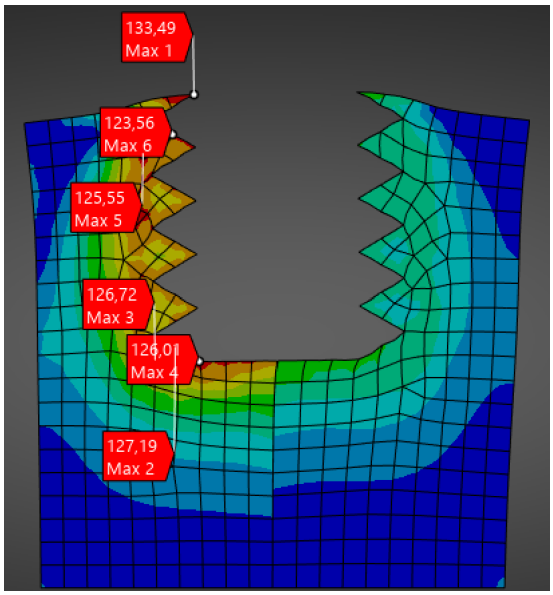
Figur 6.7: Spänning i symmetriskt ben vid sned kraft



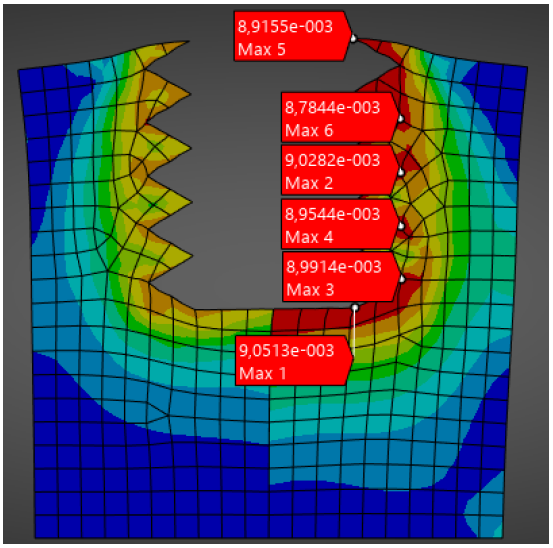
Figur 6.8: Töjning i symmetriskt ben vid sned kraft

Fall 3: Asymmetriskt ben + rak belastning

I detta fall var benet asymmetriskt, där den högra sidan hade lägre hållfasthet (lägre E-modul och sträckgräns). Den yttre kraften applicerades rakt nedåt. Resultaten visar att plastisk deformation uppstod främst i den svagare sidan, vilket resulterade i en obalanserad förankring där implantatet försköts något åt det svagare hållet. Detta tyder på att variation i benets materialegenskaper har stor påverkan på den primära stabiliteten.



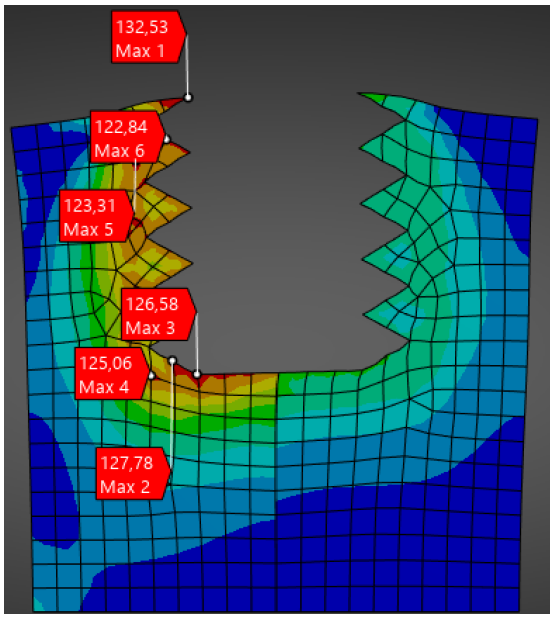
Figur 6.9: Spänning i asymmetriskt ben vid rak kraft



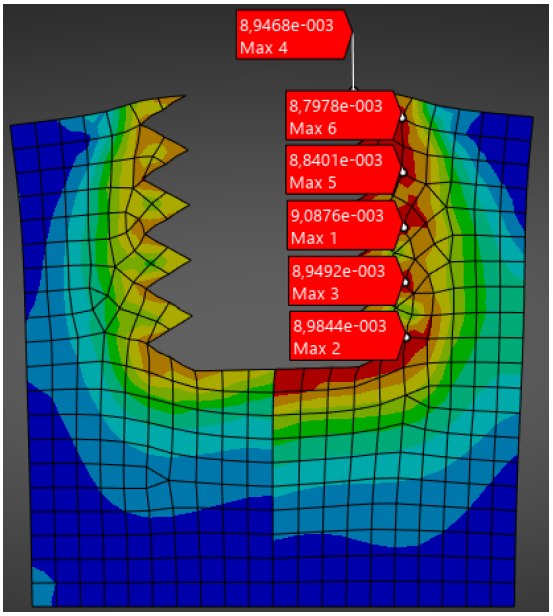
Figur 6.10: Töjning i asymmetriskt ben vid rak kraft

Fall 4: Asymmetriskt ben + sned belastning från höger

Vid sned belastning från höger förstärktes effekterna av den befintliga asymmetrin. De högsta spänningskoncentrationerna uppstod på den vänstra, starkare sidan av benet, men plastisk deformation dominerade fortfarande på den högra, svagare sidan. Detta scenario kan motsvara kliniska fall där belastning sker från buccal eller lingual riktning, och visar på ökad risk för mikrofrakturer i områden med sämre benkvalitet.



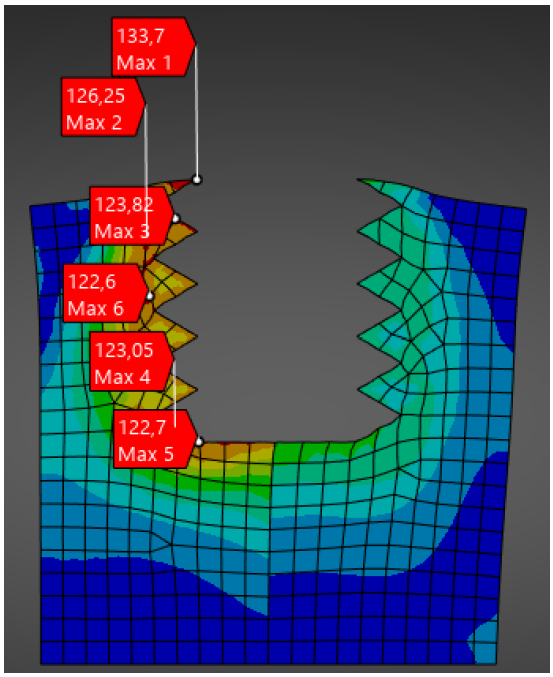
Figur 6.11: Spänning i asymmetriskt ben vid sned kraft från höger



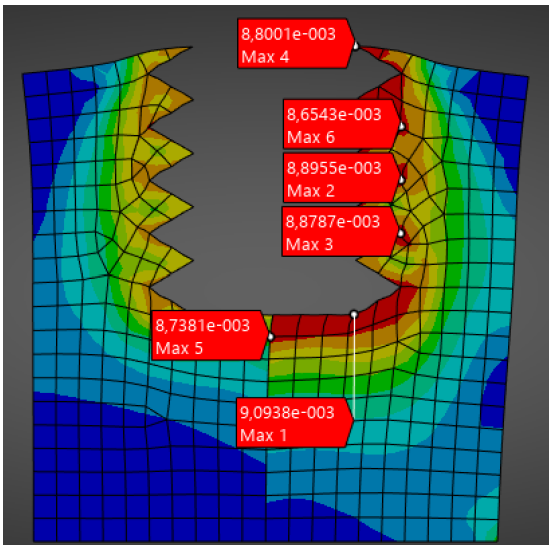
Figur 6.12: Töjning i asymmetriskt ben vid sned kraft från höger

Fall 5: Asymmetriskt ben + sned belastning från vänster

När belastningen riktades snett från vänster mot den svagare sidan uppstod de högsta nivåerna av plastisk deformation. Kombinationen av riktad kraft och låg hållfasthet på samma sida ledde till lokal överbelastning, med risk för benresorption och minskad primär stabilitet. Detta fall resulterade i den mest koncentrerade plastiska zonen av alla simuleringar.



Figur 6.13: Spänning i asymmetriskt ben vid sned kraft från vänster



Figur 6.14: Töjning i asymmetriskt ben vid sned kraft från vänster

Kapitel 7

Diskussion

7.1 Tolkning av resultat

Hos resultaten så finns det några viktiga saker att ta med. Ett exempel på detta är hur spänningen och töjningen fördelades i det asymmetriska benet. Spänningen blev som högst i den sidan med högre hållfasthet och töjningen blev högst i den sidan med låg hållfasthet. Detta i sig är varken en ny upptäckt eller förvånande alls. Men det ger lite insikt i hur tankesättet kan gå när man vill sätta in ett tandimplantat. Eftersom benvävnad är anisotropt så kommer det (med största sannolikhet) finnas skillnad i hårdheten i olika delar av käkbenet. Därifrån kan man ställa sig frågan:

Vill man hålla spänningen så låg som möjligt, få töjningen så hög som möjligt och därmed sätta implantatet i den del med minst hållfasthet?

7.2 Begränsningar

En till viktig sak att nämna är att det tar tid för tanden att stabilisera sig ordentligt. Det beror på att ben är ett levande material som läker efter att man har borrat ett hål och sedan satt in ett implantat i det. Denna läkningsprocess kan ta flera månader innan den är helt klar. Därför vet man inte hur bra tanden sitter förrän långt efter implantatet sätts in.

En tvådimensionell analys var en begränsning som ansågs lämplig för den här studien då en liknande tredimensionell studie skulle bli mycket mer komplicerad och därmed ta mycket mer tid. Då man inte gjorde simuleringarna i tre dimensioner så kan man dessvärre inte se helheten. Man missar även en viktig del av den initiala deformationen när man gör analysen i 2D, vridning. Vridningen som utförs när implantatet skruvas in ger upphov till vridskjuvspänning, vilket kommer att vara en stor del av spänningarna i käkbenet.

Fördelen med en tvådimensionell analys är att man kan lägga fokus på att ha flertalet

mindre komplicerade fall istället för att få ett begränsat antal mer komplicerade fall. Så i det här fallet var fokus på kvantitet före kvalitet.

Användningen av två olika material var ett bra tillvägagångssätt att närma sig hur verkligheten ser ut, men långt ifrån tillräckligt för att analysen ska ge ett fullständigt verkligt resultat. Benvävnad är generellt (varierar beroende på var i kroppen som benet finns) uppbyggt i en gradient där det är som hårdast ytterst och som mjukast längst in. För att få ett verkligt resultat så bör man bygga upp flera material som gradvis övergår mellan varandra. Även det skulle bli alldeles för avancerat för detta projekt.

Materialegenskaper som användes hade en elastoplastisk modell, vilket är relativt likt verkligheten, men de har vissa begränsningar. Exempelvis togs det inte hänsyn till långsiktiga materialegenskaper, såsom elastoviskositet. I verkligheten spelar dessa materialegenskaper stor roll i hur stabiliteten håller sig över tiden.

En annan viktig begränsning i denna studie är användningen av en relativt grov finita element-diskretisering (storleken på delarna i meshen). På grund av begränsningar i beräkningstid och projektets omfattning användes en mesh med relativt stora element. Detta innebär att lokala spänningskoncentrationer, särskilt i kontaktzonerna mellan implantat och ben, kan ha underskattats. En finare mesh skulle med största sannolikhet ha gett mer exakta resultat, men till priset av längre beräkningstider och ökad komplexitet.

Kapitel 8

Slutsats

Det viktiga vi kan ta med från detta projekt är inte resultaten i sig, utan att det gick att få resultat. Det medför att om man fortsätter utveckla denna metod att analysera så kommer man förhoppningsvis i framtiden kunna använda sig av simuleringar i FEM för att optimera insättningen av tandimplantat med fokus på långsiktig hållbarhet.

Den metod som används inom tandvården idag är att man röntgar käkben och tänder för att därefter planera hur man ska sätta in implantatet. Denna metod kan alltså förbättras om man på något sätt kan analysera hur individens käkben är uppbyggt för att sedan göra en simulering med hjälp av FEM, för att se hur stabiliteten ser ut under de 10 första åren.

Det vi har kvar för att tandvården ska kunna använda sig av FEM-analys inför insättning av tandimplantat är alltså två viktiga saker: en metod som gör att man kan analysera benvävnadens struktur i individens käkben och ett FEM-program som kan ta hänsyn till detta för att sedan göra en studie som visar hur benvävnaden påverkas över tid (viktigt att få med osseointegration och viskoelasticitet).

Så även om denna metod är långt ifrån färdigställd så har vi med detta projekt kommit en liten bit på vägen.

Litteraturförteckning

[1] Brunski JB. 'Biomaterials and biomechanics in dental implant design." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 3, no. 2, pp. 85–97, 1988.
PMID: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8429054/

[2] Javed F, Al-Hezaimi K, Almas K, Romanos GE. 'Is peri-implant inflammation associated with peri-implant bone loss? A systematic review." *The International Journal of Implant Dentistry*, vol. 4, no. 1, 2018.
PMID: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30904559/

[3] Primärvården Skaraborg. 'Implantatkomplikationer i primärvård – en litteraturgenomgång." Projektrapport FoU Primärvård Skaraborg, 2022-8.
URL: https://mellanarkiv-offentlig.vgregion.se/alfresco/s/archive/stream/public/v1/source/available/sofia/rhs1624-428324810-536666/surrogate/Projektrapport%20FoU%20prim%C3%A4rv%C3%A5rd%20Skaraborg%202022-8.pdf