

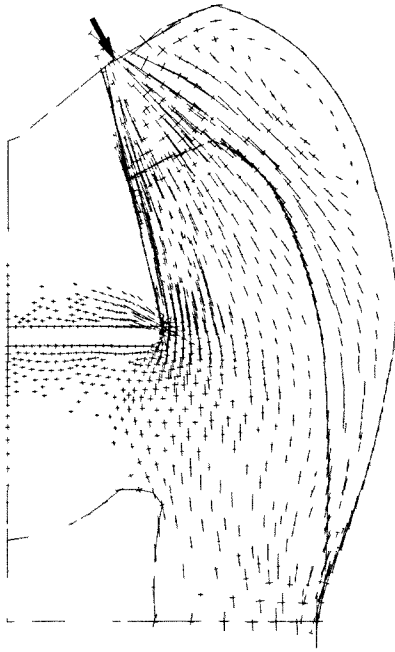
-516

---

# BIOMECHANICA VAN KAVITEITSPREPARATIE EN -RESTAURATIE VAN GEBITSELEMENTEN

---

*modelvorming en analyse met behulp  
van de eindige elementen methode*

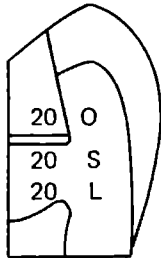
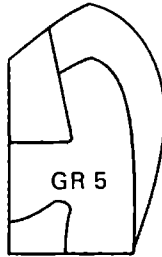


M.C.R.B. PETERS

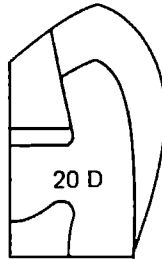




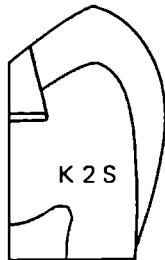
KODE  
+  
KOPPEL-  
VOOR-  
WAARDEN



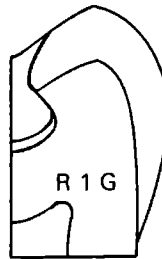
vast  
speling  
los



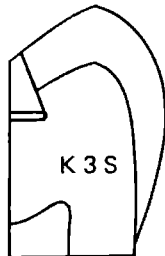
los



speling



vast



speling



# **BIOMECHANIKA VAN KAVITEITSPREPARATIE EN -RESTAURATIE VAN GEBITSELEMENTEN**

**modelvorming en analyse met behulp  
van de eindige elementen methode**

**PROMOTOREN:**  
**PROF DR A J M. PLASSCHAERT**  
**PROF DR IR. J D JANSSEN**

**BIOMECHANIKA VAN KAVITEITSPREPARATIE  
EN -RESTAURATIE VAN GEBITSELEMENTEN**

**modelvorming en analyse met behulp  
van de eindige elementen methode**

**PROEFSCHRIFT**

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN DE  
GENEESKUNDE AAN DE KATHOLIEKE UNIVERSITEIT VAN  
NIJMEGEN, OP GEZAG VAN DE RECTOR-MAGNIFICUS  
PROF. DR. P.G.A B. WIJDEVELD VOLGENS BESLUIT VAN  
HET COLLEGE VAN DECANEN IN HET OPENBAAR TE  
VERDEDIGEN OP VRIJDAG 15 MEI 1981 DES NAMIDDAGS  
TE 2 UUR PRECIES

**DOOR**

**MATHILDE CLARA REGINA BEATRIX PETERS**

geboren te Venlo

Uit het Instituut Conserverende Tandheelkunde voor Volwassenen  
van de Katholieke Universiteit te Nijmegen  
Hoofd: Prof. Dr. A.J.M. Plasschaert



Aan Henny.

Aan mijn ouders.



## VOORWOORD

Bij het verschijnen van dit proefschrift dank ik allen, die - direkt of indirekt - waren betrokken bij het tot stand komen ervan. Hierbij dank ik diegenen, die door de jaren heen hebben bijgedragen tot mijn vorming en aan hen, die aan dit onderzoek hebben meegewerkt. Met name wil ik noemen:

- mijn promotoren, die ik beiden zeer erkentelijk ben voor hun aandacht en inzet bij de begeleiding van dit onderzoek en voor de verantwoordelijkheid, die zij als supervisors op zich hebben genomen:
  - . Volgens de promotieregelingen is het niet toegestaan mij hier te richten tot de promotor van deze universiteit.
  - . Jan Janssen (Vakgroep Technische Mechanica, Afdeling der Werktuigbouwkunde, Technische Hogeschool Eindhoven) dank ik voor de waardevolle suggesties en voor zijn kritisch oordeel over de vele manuskripten, die ik hem ter hand heb gesteld. Zijn inbreng en ervaring op het gebied der toegepaste mechanica en de samenwerking tijdens het onderzoek zijn zeer gewaardeerd.
- Henk de Vree, die ik dank voor de totstandkoming van appendix I en de plezierige samenwerking, die naar ik hoop in de toekomst op dezelfde voet zal worden voortgezet.
- het Instituut Conserverende Tandheelkunde voor Volwassenen, dat ik dank voor de wijze, waarop ik impliciet bij mijn onderzoek ben gesteund; door:
  - . de kamergenoot, die ik hier evenmin met name mag noemen, met wie ik in de beginfase vele gesprekken heb gevoerd over het doen van onderzoek. Deze zijn voor mij een stimulans geweest bij het inslaan van deze weg.
  - . de medewerkers, die mijn onderwijstaak tijdelijk hebben verlicht door deze gedeeltelijk van mij over te nemen.
  - . het sekretariaat, dat een grote hoeveelheid manuskripten heeft verwerkt.

- de Vakgroep Technische Mechanika, die ik dank voor het gebruik van de faciliteiten en de ondervonden ondersteuning:
  - . Jos Banens en Lambert van Beukering dank ik voor de zeer gewaardeerde hulp, die zij bij het tot stand komen en uitvoeren van de komputerprogramma's hebben geboden.
- Jos van de Kamp en Henk Bongaarts (Afdeling Medische Fotografie), die ik dank voor de zeer plezierige en snelle wijze, waarop zij het fotografisch gedeelte van dit proefschrift hebben verzorgd.
- de medewerkers van de Afdeling Medische Illustratie, met name Harry Reckers, die ik dank voor het tekenen van een aantal afbeeldingen.
- Gosewien Horlings Heije, voor wie ik bijzondere waardering kan opbrengen in verband met haar snelle en akkurate verwerking van de definitieve versie van dit proefschrift.
- en 'last but not least' Henny, die ik dank voor het initiëren van het door mij gedane onderzoek. De wijze, waarop hij mij voor dit interdisciplinaire onderwerp enthousiast heeft gemaakt en de daadwerkelijke en morele steun, die ik tijdens de uitvoering ervan mocht ontvangen, zijn van bijzondere betekenis geweest.

	pag.
Inhoud	I
Samenvatting	III
1. Algemene oriëntatie	1.1
1.1 inleiding	1.2
1.2 historisch overzicht	1.7
1.3 onderzoeksmethoden	1.12
1.4 doelstelling	1.24
1.5 referenties	1.26
2. Mechanisch gedrag	2.1
2.1 inleiding	2.2
2.2 spanning en rek	2.3
2.3 materiaalgedrag	2.7
2.4 continuüm	2.13
2.5 criteria	2.16
2.6 testmethoden	2.21
2.7 referenties	2.29
3. Mechanische eigenschappen	3.1
3.1 inleiding	3.2
3.2 relevante factoren bij weefselonderzoek	3.5
3.3 tandweefsels en tandheelkundige materialen	3.7
3.4 mechanische eigenschappen op grond van literatuur- gegevens	3.21
3.5 referenties	3.56
4. Geometrie en adaptatie	4.1
4.1 inleiding	4.2
4.2 okklusale kaviteitsvorm voor amalgaam	4.5
4.3 okklusale kaviteitsvorm voor komposiet	4.15
4.4 referenties	4.26
5. Kauwkrachten	5.1
5.1 inleiding	5.2
5.2 literatuur	5.7
5.3 discussie	5.12
5.4 referenties	5.14

6. Modelvorming	6.1
6.1 inleiding	6.2
6.2 axisymmetrisch model	6.4
6.3 modelvarianten	6.14
6.4 referenties	6.23
7. Modelresultaten	7.1
7.1 inleiding	7.2
7.2 aspecten met betrekking tot modelvorming	7.10
7.3 klinisch relevante aspecten	7.34
7.4 referenties	7.62
8. Slotopmerkingen	8.1
8.1 slotopmerkingen	8.2
8.2 aanbevelingen voor verder onderzoek	8.5

## Appendices

I	Twee-dimensionale eindige elementen analyse van een foto-elastisch kaviteitsmodel volgens Granath	I.1
II	Programmatuur	II.1
III	Symbolenlijst	III.1

Summary	S.1
---------	-----

De primaire doelstelling van het onderzoek, waarvan in deze dissertatie verslag wordt gedaan, is het geven van een fundamentele beschouwing over enkele mechanische aspecten, die een rol spelen bij het gedrag van restauraties in gebitselementen. Onderwerp van onderzoek is met name het ontwikkelen van een theoretisch model van een gerestaureerd gebitselement. Ter bestudering van de drie-dimensionale spanningstoestand, die bij okklusale belasting in het gebitselement en de restauratie kunnen ontstaan, is het complexe systeem vereenvoudigd tot een beschrijvend model. De relevante parameters worden gedefinieerd en hun onderlinge relaties aangegeven. Met behulp van het ontwikkelde mathematische model - een axisymmetrische schematisering van de kroon van een ondermolaar - is het mogelijk de spanningstoestand te onderzoeken bij verschillende kaviteitsontwerpen en restauraties. In dit onderzoek worden de analyses met name toegespitst op amalgaam en komposietrestauraties. Hierbij is bewust gekozen voor relatief eenvoudige kaviteitsontwerpen en wordt ondermeer aandacht besteed aan het effect van verschillen in adaptatie tussen de diverse materialen. Op deze wijze wordt beter inzicht verkregen in een aantal fundamentele factoren, die het mechanisch gedrag bepalen.

In hoofdstuk 1 wordt het algemene kader beschreven, waarin dit onderzoek geplaatst kan worden. De betekenis van het restaureren van gebitselementen, als onderdeel van de tandheelkundige gezondheidszorg in Nederland wordt geschetst en onderzoek, dat gedaan is naar het mislukken van restauraties, passeert de revue. Teneinde het hier beschreven onderzoek in een historisch perspectief te kunnen plaatsen, worden de ontwikkelingen beschreven, die op het terrein van kaviteitspreparatie en -restauratie hebben plaats gevonden. Onderzoek naar mechanisch gedrag van gebitselementen is in het verleden op verscheidene wijzen gebeurd. De

diverse onderzoeksmethoden worden kort beschreven, waarna de, in de tandheelkunde veel gebruikte, foto-elastische methode meer uitgebreid aan de orde komt. Tevens wordt de in dit onderzoek gebruikte eindige elementenmethode (EEM) beschreven en vindt afweging plaats van de voor- en nadelen van beide methoden. Ter illustratie is in appendix I een vergelijkend onderzoek tussen beide methoden opgenomen.

Na motivering van het gebruik van de eindige elementenmethode wordt aansluitend het doel van het onderzoek geformuleerd. Het onderzoek is gericht op bestudering van een gerestaureerd gebits-element door:

1. het ontwikkelen van een mathematisch model voor onderzoek naar de spanningstoestand van verschillende kaviteitsontwerpen;
2. het analyseren van enige aspecten van het gehanteerde model;
3. het geven van een fundamentele beschouwing over het mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement;
4. het aangeven van de wijze waarop onderzoek naar bio-mechanische aspecten van een gerestaureerd gebitselement in het algemeen kan worden voortgezet en geoptimaliseerd.

In hoofdstuk 2 worden enkele algemene termen, begrippen en werkwijzen uit de toegepaste mechanika beschreven en toegelicht aan de hand van eenvoudige voorbeelden. Op deze manier wordt inzichtelijk gemaakt, welke factoren van belang kunnen zijn bij beschrijving van eenvoudig materiaalgedrag. Generalisatie van de geïntroduceerde begrippen en relaties naar een willekeurige, drie-dimensionale spannings- en rektoestand wordt aangestipt. Hieruit moge blijken, dat een volledige karakterisering van materialen, in termen van mechanisch gedrag, een bijzonder complexe zaak is. Vervolgens wordt aandacht besteed aan de vraag in hoeverre een bepaalde spannings- of rektoestand toelaatbaar is bij een gegeven geometrie en materiaalkeuze van het gerestaureerde gebitselement. Ter verduidelijking van bezwijkgedrag wordt een drietal ongewenste



situaties nader toegelicht aan de hand van enige tandheelkundige voorbeelden en worden bezwijkcriteria beschreven. Aansluitend volgt een korte uiteenzetting van de diverse testmethoden, zoals deze bij experimenteel onderzoek worden gebruikt ter bepaling van materiaalgedrag. Hierdoor wordt het mogelijk een beter oordeel te hebben over de waarde, die gehecht mag worden aan de resultaten van materiaalkundige experimenten, zoals deze in de literatuurstudie naar voren komen.

Hoofdstuk 3 geeft een overzicht van de in de literatuur gepubliceerde gegevens over de mechanische eigenschappen van weefsels en materialen, die relevant zijn voor het onderzoek. Na beschrijving van de historische ontwikkeling van dergelijk experimenteel onderzoek en de problemen, die zich daarbij voordoen, worden factoren besproken, die mogelijk van invloed zijn bij experimentele bepaling van eigenschappen van biologisch materiaal zoals tandweefsel. Alvorens over te gaan tot het literatuuroverzicht, wordt een korte beschrijving gegeven van de structuur en samenstelling van tandweefsels en tandheelkundige materialen. De literatuurstudie heeft voornamelijk betrekking op de mechanische eigenschappen van de tandweefsels en restauratiematerialen. De gerapporteerde gegevens worden per weefsel of per materiaal nader toegelicht. Dit alles resulteert in een keuze van waarden voor de materiaaleigenschappen, die gebruikt zullen worden bij de modelvorming.

In hoofdstuk 4 wordt nagegaan, wat thans bekend is omtrent vormgeving van kaviteitsontwerpen en adaptatie van restauratiematerialen. Okklusale kaviteitsvormen voor een amalgaam- en komposietrestauratie worden beschreven. Door de eenvoud van deze preparatievorm is het mogelijk het inzicht te vergroten in modelvorming ten behoeve van analyse van mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement. Bij meer ingewikkelde kaviteitsgeometrieën treedt door de complexe situatie vaak verdoezeling van effecten op. Bij het analyseren van deze relatief eenvoudige kaviteitsontwerpen

komen tevens enkele algemeen toepasbare aspecten naar voren.

Kenmerkend voor de gehanteerde kaviteitsgeometrie voor amalgaam is een rechte preparatievorm met ronde interne hoeken, waarbij de opstaande wanden een geringe konvergentie vertonen. Volgens de huidige opvattingen is de optimale kaviteitsgeometrie voor komposiet een adhesieve preparatievorm, voorzien van een brede afschuining, waarbij okklusie en artikulatie-kontakten zo mogelijk buiten de preparatiegrenzen vallen. Deze kaviteitsvorm is gebaseerd op een mechanische hechting van het restauratiemateriaal aan het glazuur door middel van een etsprocedure.

Wat betreft adaptatie kan gesteld worden, dat de aansluiting van amalgaam aan de kaviteitswand onvolledig is. Uit de bestudeerde literatuur blijkt tevens dat een zeer onregelmatig gevormde spleet bestaat tussen amalgaam en kaviteitswand. In tegenstelling hiermee wordt bij komposiet een optimale aansluiting bereikt tussen het geëtste glazuuroppervlak en het komposietmateriaal. Er vindt een mechanische hechting plaats op mikro-nivo.

In hoofdstuk 5 wordt ingegaan op de fysiologische belastingen waaraan gebitselementen bloot staan. Na een algemene inleiding over het kauwstelsel en het kauwproces wordt een literatuuroverzicht gegeven van een aantal resultaten van onderzoeken naar kauwkracht. Als konklusie komt hieruit naar voren dat de maximale kauwkracht ter hoogte van de eerste molaar circa 500 N bedraagt in verticale richting. Over aangrijpingspunt (of gebied) en richting van de kracht wordt in de geraadpleegde literatuur nauwelijks iets vermeld. Niet verwonderlijk overigens, daar dit lokale gebeuren nauwelijks is waar te nemen en/of te meten en bovendien onder fysiologische omstandigheden zeer sterk kan variëren, afhankelijk van okklusie en artikulatie, abrasie en kaakbewegingen. Als uitgangspunt voor de modelvorming is gekozen voor een belasting, waarbij een imaginaire knobbel van de antagonist puntvormig contact maakt op de knobbelhelling van de ondermolaar. Bij axisymmetrische schematisering leidt dit tot een ringvormige belasting op het axisymmetrische model.

In hoofdstuk 6 wordt het theoretische model ontwikkeld. De complexe realiteit van het mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement bij belasting wordt gereduceerd en op benaderende wijze beschreven in een mathematisch model. Als waarden voor de modelparameters worden de uit de literatuurstudie verkregen resultaten van hoofdstuk 3 tot en met 5 gebruikt. De laatste stap bij ontwikkeling van een theoretisch model is het beoordelen van de validiteit. Binnen de opzet van dit onderzoek zijn geen eigen validatie-experimenten opgenomen. De modelvoorspellingen kunnen worden vergeleken met experimentele resultaten uit de literatuur en bestaande klinische ervaring.

In hoofdstuk 7 wordt een aantal analyseresultaten gepresenteerd van het beschreven axisymmetrische tandmodel. Hierbij wordt onderscheid gemaakt tussen aspecten, die van belang zijn met betrekking tot de modelvorming, en aspecten, die mogelijk klinische relevantie bezitten. Dit hoofdstuk is opgebouwd uit stellingen, die werden geformuleerd op grond van de uit de spanningsanalyses verkregen resultaten. Ter onderbouwing van deze stellingen wordt een aantal saillante modelresultaten gepresenteerd in de vorm van cijfermateriaal, plotfiguren en grafieken. In de inleiding wordt nogmaals kort aandacht besteed aan de drie-dimensionale spanningstoestand, toegespitst op een axisymmetrisch lichaam, waarop een axisymmetrische belasting is aangebracht. Daarna wordt uitleg gegeven over de wijze van weergave van het verkregen materiaal.

Ten aanzien van de modelvorming wordt aandacht besteed aan de geometrische begrenzing van het model. Uitgaande van de vraagstelling van dit onderzoek wordt beargumenteerd, dat bij de modelvorming het model beperkt kan worden tot de kroon van een solitair gebitselement. Bestudering van het effect van okklusale kauwbelasting op een gerestaureerd gebitselement kan beperkt blijven tot het gebied van de restauratie en zijn directe omgeving. Hierbij vormt de faktor aansluiting tussen restauratiemateriaal en kaviteitswand een zeer essentiële parameter. Aan deze wezenlijke parameter

dient altijd aandacht te worden besteed bij modelvorming ter bestudering van mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement.

Uit de beschouwing van de modelresultaten blijkt dat het van belang is om - indien mogelijk - de okklusale kontakten buiten de restauratie te laten aangrijpen. Belasting op het glazuur leidt in het onderhavige model - ook bij geringe ondersnijding - tot een aanzienlijk gunstiger spanningspatroon dan belasting op de restauratie. De modelresultaten tonen tevens aan dat de mate van adaptatie van restauratiemateriaal aan tandweefsel voor de krachtdoorleiding een uiterst belangrijke faktor is en dat te allen tijde optimale adaptatie dient te worden nagestreefd. Vanuit dit gezichtspunt verdient het restauratiemateriaal komposiet de voorkeur boven amalgaam, doordat komposiet een goede mechanische hechting aan het glazuur vertoont. Uit de modelanalyses blijkt bij optimale aansluiting van het restauratiemateriaal de kaviteitsgeometrie van ondergeschikt belang. Mits scherpe hoeken worden vermeden heeft de mate van konvergentie bij een amalgaamrestauratie met matige adaptatie eveneens slechts een geringe invloed op het spanningsverloop in het gerestaureerde gebitselement. Tevens kan uit de modelresultaten gekonkludeerd worden, dat het wel of niet aanwezig zijn van een calciumhydroxide onderlaag onder een okklusale amalgaamrestauratie het krachtenpatroon in de tandweefsels waarschijnlijk niet of nauwelijks beïnvloedt.

Tot slot worden in hoofdstuk 8 nog enige algemene opmerkingen gemaakt met betrekking tot het hier beschreven onderzoek, waarna aanbevelingen voor verder onderzoek worden gedaan. Hierbij wordt onderscheid gemaakt tussen uitbreiding en verfijning van het model, verbetering van de invoergegevens en optimalisering van de interpretatie der resultaten.

- 1.1 inleiding
- 1.2 historisch overzicht
- 1.3 onderzoeksmethoden
  - 1.3.1 foto-elastisch onderzoek
  - 1.3.2 eindige elementenmethode
- 1.4 probleemstelling
- 1.5 referenties

## 1.1 INLEIDING

Nagenoeg iedereen in ons land heeft tandheelkundige afwijkingen. Hierbij nemen aantastingen van gebitselementen en hun steunweefsels alsmede de gevolgen ervan de voornaamste plaats in. Tandheelkundige gezondheidszorg is erop gericht dergelijke afwijkingen te voorkomen, te genezen of te herstellen.

Beperken we ons hier tot aantastingen van gebitselementen als gevolg van het kariesproces, dan blijkt het mogelijk te zijn door juiste en tijdige toepassing van preventieve maatregelen deze aantastingen te voorkomen. Een van de bekendste preventieve maatregelen in dit verband is het toepassen van fluoride, waarbij reductie-percentages van karies bereikt kunnen worden tot 70%. Hoewel enkele van deze maatregelen iedereen ter beschikking staan wordt door een complex aan factoren een optimale preventie van aantasting van gebitselementen niet bereikt. Therapeutische maatregelen zijn daarom nog noodzakelijk en maken nog steeds een essentieel onderdeel uit van de tandheelkundige gezondheidszorg. De behandeling van door het kariesproces aangetast tandweefsel berust echter niet - zoals andere vormen van therapie - op vervanging van ziek weefsel door identiek gezond weefsel. Het vervangen van verloren gegaan weefsel door lichaamsvreemde stoffen, die door middel van mechanische retentie in situ blijven, vormt de voornaamste bezigheid van tandartsen sinds het midden van de vorige eeuw.

De vraag naar tandheelkundige behandeling vertoont sindsdien een konstante stijging. Het aantal restauraties, dat ieder jaar vervaardigd wordt, en de daarmee gepaard gaande kosten, zijn procentueel aanzienlijk gestegen. In Nederland werden bijvoorbeeld in 1978 voor 370 miljoen gulden tandheelkundige behandelingen aan ziekenfondsverzekerden verstrekt (Commissie Tandheelkundige Statistiek (1980)). Hiervan werd 156 miljoen gulden (42%) besteed aan restauraties. Er is echter weinig informatie beschikbaar over

## 1.2

de te verwachten levensduur van deze restauraties of over het gedeelte hiervan, dat een vervanging is van eerder vervaardigde restauraties. Sommigen zijn de mening toegedaan dat restauratieve tandheelkunde eerder een palliatief dan een therapeutisch effect heeft. Er is eerder sprake van verlenging van de levensduur van de dentitie dan van behoud ervan. Dat een dergelijke veronderstelling helaas maar al te vaak door de feiten bevestigd wordt, dwingt tot een zeer kritische houding ten opzichte van de restauratieve tandheelkunde.

Het is een vaststaand gegeven, dat een aantal restauraties mislukt. De omvang van het probleem en de redenen voor het mislukken zijn echter onderwerp van speculatie, aangezien gegevens van longitudinaal onderzoek bijna volledig ontbreken. Dergelijk onderzoek is zeer moeilijk te realiseren. Niet in het minst door problemen rond de patiëntselectie en de reproduceerbaarheid bij uitvoering, zowel ten tijde van het plaatsen van de restauratie alsook later bij het beoordelen ervan. Desalniettemin zijn er over dit onderwerp onderzoeksgegevens gepubliceerd die enige informatie verschaffen ten aanzien van het algemeen vóórkomen van mislukte restauraties: Ottolengui (1925), Healey & Phillips (1949), Moore & Stewart (1967), Allan (1969), Allred (1977), Robinson (1971), Richardson & Boyd (1973) en Lavelle (1976). Een vergelijking van de resultaten is echter zeer moeilijk, zo niet onmogelijk, aangezien niet altijd de levensduur van de restauratie werd genoteerd noch dezelfde diagnostische criteria werden gehanteerd. Evenmin werd aandacht besteed aan variabelen als aantal en kenmerken van de onderzoekers (in een enkel geval werden hiervoor studenten gebruikt) of strikte toepassing van de te hanteren criteria. Daarnaast vinden sommige onderzoeken plaats in een universitaire omgeving; vergelijkbaarheid met een normale praktijksituatie roept hierbij vragen op.

Dit alles leidt tot een aanzienlijke spreiding in de resultaten. De onderzoeken leveren een globaal beeld op ten aanzien

van de uitgebreidheid van het probleem: één van de drie vervaardigde restauraties blijkt te zijner tijd onvoldoende van kwaliteit te zijn. De spreiding van de onderzoeksresultaten is hierbij zeer groot: het misluktingspercentage varieert van 4 tot 91 procent. Het is duidelijk dat de tandheeskundige professie in dezen gekonfronteerd wordt met een uitermate groot en veelomvattend probleem.

Er zijn ook onderzoeksgegevens bekend waaruit blijkt dat restauraties van een zodanige kwaliteit kunnen zijn, dat zij een lange levensduur hebben. Deze restauraties zijn echter alle vervaardigd in het kader van vergelijkend onderzoek naar klinisch gedrag van restauratiematerialen. De conserverende procedures, die toegepast werden, zijn waarschijnlijk niet gelijk aan procedures uit een praktijksituatie (onder andere door de beschikbare tijd). Verder is het aannemelijk dat de tandartsen, die aan een dergelijk onderzoek meewerkten, een bijzonder hoge kwaliteit afleverden ('universitaire' norm) en tevoren wisten dat de restauraties in een later stadium beoordeeld zouden worden. Het meest sprekende voorbeeld van succesvolle restauraties, vervaardigd onder dergelijke condities is door Leinfelder et al (1974) gepubliceerd. Zij rapporteerden over een klinisch onderzoek, waarbij meer dan 1000 komposietrestauraties voor diverse soorten lesies onderzocht werden over een periode van 2½ jaar en waarbij geen sekundaire karies werd gevonden gedurende de onderzoeksperiode. Slijtage van het restauratiemateriaal werd echter zeer frekwent waargenomen. Het slijtageproces was echter nog niet zover gevorderd, dat de restauraties als 'mislukt' werden gekwalificeerd. Een langere onderzoeksperiode zou mogelijk een ander beeld gegeven kunnen hebben.

Eén van de oorzaken, die tot mislukken van restauraties leidt, is het niet op elkaar afgestemd zijn van de belasting enerzijds en de kwaliteit, vorm en overgangskondities van kaviteitspreparatie en -restauratie anderzijds. Een dergelijke ongunstige situatie kan leiden tot fracturen in zowel restauratiemateriaal alsook in het resterende tandmateriaal. Allan (1969) kwam tot de



konklusie dat bij tweederde van het totaal aantal mislukte restauraties de oorzaak gelegen was in de werkwijze van de tandarts. Mislukking bestond veelal uit onvoldoende randaansluiting (ten dele wellicht veroorzaakt door minifrakturen); daarnaast trad fractuur van het resterend tandmateriaal op of vertoonde het restauratiemateriaal één of meerdere fracturen. Richardson & Boyd (1973) rapporteerden mislukkingen, welke voor 7% bestonden uit fractuur van tandmateriaal en in 9% van de gevallen uit amalgaamfrakturen. De overige mislukkingen werden vooral veroorzaakt door sekundaire karies en foutieve wijze van prepareren en restaureren.

Bij zijn onderzoek naar okklusale amalgaam restauraties toonde Elderton (1977) aan, dat klinici over het algemeen van mening zijn dat hun konserverend werk uitmuntend is. Ten dele zijn onderwijsgevers en schrijvers van tekstboeken voor restauratieve tandheelkunde hiervoor verantwoordelijk, aangezien zij aanleiding geven tot de veronderstelling dat de behandelprocedures zoals zij ze voor staan normaliter succesvol zijn. Echter in het licht van bovenstaande studies en zijn eigen onderzoek komt Elderton tot de uitspraak dat het juister is te veronderstellen dat iedere restauratie binnen een paar jaar een hoge kans op falen heeft. Een algemene akseptatie van een dergelijke opvatting zou aanleiding kunnen zijn tot een meer behoudende benadering bij kaviteitsontwerpen. Dit in tegenstelling tot een tendens om bij het vervangen van een restauratie steeds grotere kaviteiten te prepareren. Wijdverbreide kennis van dit omvangrijke probleem, samenhangend met restauratieve behandeling, kan tevens dienen om de appreciatie te versterken van de voordelen van preventieve tandheelkunde en derhalve de vraag naar preventieve procedures stimuleren op een grotere schaal dan thans het geval is.

In de volgende paragraaf zal een korte samenvatting gegeven worden van de historische ontwikkelingen rond kaviteitspreparatie en -restauratie om de vraagstelling van dit proefschrift in een

historisch perspectief te kunnen plaatsen. Het lijkt in dit kader op zijn plaats een overzicht te geven van mogelijke onderzoeksmethoden met hun voordelen en beperkingen. Paragraaf 1.3 poogt hierin te voorzien. In paragraaf 1.4 wordt ingegaan op de relevantie van het onderzoek en worden de onderzoeksopzet en de doelstelling van het onderhavige proefschrift beschreven.

## 1.2 HISTORISCH OVERZICHT

De levensduur van een door kariës aangetast gebitselement wordt in belangrijke mate bepaald door de kwaliteit van de aan te brengen restauratie. Deze kwaliteit wordt beïnvloed door: 1) de vormgeving van de kaviteit, 2) de materiaaleigenschappen van het restauratiemateriaal en 3) de omstandigheden waaronder de kaviteitspreparatie en -restauratie tot stand komen (de restauratieprocedure). Terwijl de laatste decennia twee van deze factoren - restauratiemateriaal en procesbeheersing - aanzienlijke verbeteringen hebben ondergaan, wordt bij de vormgeving van kaviteit en restauratie veelal nog uitgegaan van de principes van Black (1908). Een geheel nieuwe ontwikkeling op het gebied van preparatie en restauratie is eerst in gang gezet door de komst van adhesieve vulmaterialen (Buonocore (1975), Lutz et al (1976)). In het hoofdstuk geometrie en adaptatie (hoofdstuk 4) zal verder worden ingegaan op deze ontwikkeling, die leidde tot het ontstaan van zogenaamde adhesieve preparaties. In deze paragraaf wordt een historisch overzicht gegeven van de literatuur betreffende kaviteitspreparaties tot circa 1970. Latere ontwikkelingen op dit gebied worden beschreven in hoofdstuk 4.

De eerste aanwijzingen, dat restauratieve tandheelkunde werd bedreven, dateren van voor Christus (Grieken, Romeinen en Etrusken: 1000-400 v. Chr.). Om meestal esthetische redenen werden mobiele elementen met gouddraad gespalkt of eenvoudige gouden partiële protheses en bruggen gemaakt. In die tijd was men meer geïnteresseerd in het verbeteren van het uiterlijk dan in het ontwikkelen van kaviteitspreparaties, die een bijdrage zouden kunnen leveren tot behoud van gebitselementen. Sommige oude schedels uit Equador vertonen in de frontelementen ronde inlays, die in ruwe primitieve kaviteitspreparaties geplaatst zijn. Deze kaviteiten werden blijkbaar met een soort stenen gereedschap gemaakt (Bremner (1959)). Pierre Fauchard, die in 1728 het eerste boek over tandheelkunde publiceerde, had geen speciale suggesties voor het prepareren van kaviteiten. Hij beschreef echter wel karies en raadde aan dit te

verwijderen. De techniek en kennis omtrent kaviteitspreparaties voor het restaureren van verloren gegaan tandweefsel dateert uit de twintigste eeuw. Toen het gebruik van amalgaam als restauratiemateriaal meer en meer toenam, ontstond er behoefte aan standaardisatie van de methodieken voor kaviteitsontwerp en -preparatie.

Rond de eeuwwisseling publiceerde G.V. Black zijn artikelen over de basisprincipes voor het prepareren van kaviteiten. Hij werd hierdoor een van de grondleggers van de hedendaagse tandheelkunde en zijn konstruktierregels hebben door de jaren heen stand gehouden. Deze konstruktierregels berusten op het toen aanwezige klinische inzicht en de in die tijd ter beschikking staande apparatuur en materialen. Black omschreef de term 'kaviteitspreparatie' als volgt:

"The term 'cavity-preparation' is applied to that mechanical treatment of dental caries and other diseases and injuries of the hard tissues of the teeth, as will best fit the remaining part of the tooth to receive a restoration to its original form, give it strength and prevent recurrence of decay in the same surface."

Ter nadere specificatie van deze definitie heeft hij een aantal konstruktierregels opgesteld, die de geschiedenis zijn ingegaan als de principes van Black.

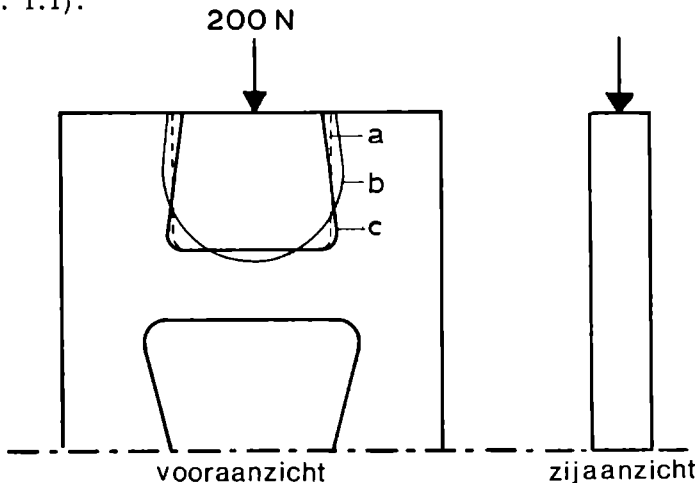
Alhoewel met betrekking tot de mechanische aspecten de principes van Black slechts berustten op empirische gegevens, is in een latere periode wel experimenteel onderzoek gedaan naar het mechanisch gedrag van gebitselementen onder belasting. De resultaten van deze onderzoeken hebben geleid tot het aanbrengen van modifikaties in de tot dan toe gebruikelijke preparatievormen en hebben het inzicht in het mechanisch gedrag aanzienlijk vergroot. Tot circa 1960 is het onderzoek op het gebied van kaviteitsvormen voornamelijk gericht geweest op het vulmateriaal (Brown (1949), Sweet (1949), Ingraham (1950)). Haskins et al (1954), Guard et al (1958) en Mahler (1958) voerden twee-dimensionaal foto-elastisch

onderzoek uit aan restauratiemodellen van diverse vormen. Het foto-elastische model van de restauratie werd omgeven door metaal of gips in de vorm van een tand. Op welke manier de verbinding tussen restauratie en omgevend materiaal tot stand werd gebracht, is echter niet vermeld. De onderzoekers trachtten vast te stellen welke kaviteitsvorm de minste spanningen oproept in het restauratiemateriaal. Dit probleem is echter in wezen technologisch van aard. Het neemt in betekenis af bij verbetering van de materiaaleigenschappen van het restauratiemateriaal.

Behalve de restauratie dienen ook het overgangsgebied tussen restauratie en tand en het omringende tandweefsel bestand te zijn tegen de belasting, die optreedt tijdens het kauwproces. Het fundamentele concept van de resistentievorm volgens Black is gebaseerd op een idee van de spanningen, die hierbij in een gebitselement kunnen ontstaan. Als de ontstane spanningstoestand in het restauratiemateriaal of in het resterende tandweefsel een zekere grens te boven gaat zal breuk optreden. Het is van belang in te zien dat, zowel voor de restauratie en het resterende tandweefsel alsook voor de overgang tussen deze beide, de optredende spanningen toelaatbaar moeten blijven, wil de poging tot herstel van het element succesvol zijn.

Hoewel Noonan (1949) en Mahler (1958) reeds het resterende tandmateriaal bij hun onderzoek betrokken, werd pas in de jaren zestig de spanningstoestand in het omringende weefsel onderwerp van onderzoek. Hierbij werd gebruik gemaakt van twee-dimensionale modellen. Bij dergelijk onderzoek dient echter in aanmerking te worden genomen, dat het zeer twijfelachtig is of twee-dimensionaal onderzoek in dezen wel adequaat is. Granath (1963 b) voerde goed gedocumenteerd, twee-dimensionaal foto-elastisch onderzoek uit naar de separatie van kaviteitswand en vulmateriaal. Hij kwam tot de konklusie dat naarmate de knobbelhelling steiler en de kaviteit dieper is, de kaviteitswanden bij belasting meer zullen wijken. Daarnaast leidden de resultaten tot de uitspraak dat een lichte konvergentie van de opstaande wanden gepaard aan een halfcirkel-

vormige bodem (zoals deze na exkavatie veelal ontstaat) minder spanning oproepen in het element dan parallelle wanden en vlakke bodems. In een latere publikatie maakt Granath (1964)\* melding van verder onderzoek naar de relatie tussen kaviteitsvorm en restauratiemateriaal. Hij gebruikte hiervoor twee-dimensionale foto-elastische modellen met drie verschillende kaviteitsvormen (afb. 1.1).



Afb. 1.1 Schematische weergave van een twee-dimensionaal foto-elastisch model (Granath (1964)) met drie verschillende kaviteitsvormen:

- a) parallelle opstaande wanden en platte bodem,
- b) konvergerende opstaande wanden en ronde bodem,
- c) konvergerende opstaande wanden en platte bodem.

Granath kwam tot de konklusie, dat bij klinische toepassing van de resultaten een ronde bodem de voorkeur geniet boven een platte,

---

\* Een imitatie van deze onderzoeksopzet met behulp van de eindige elementenmethode wordt beschreven in appendix I.

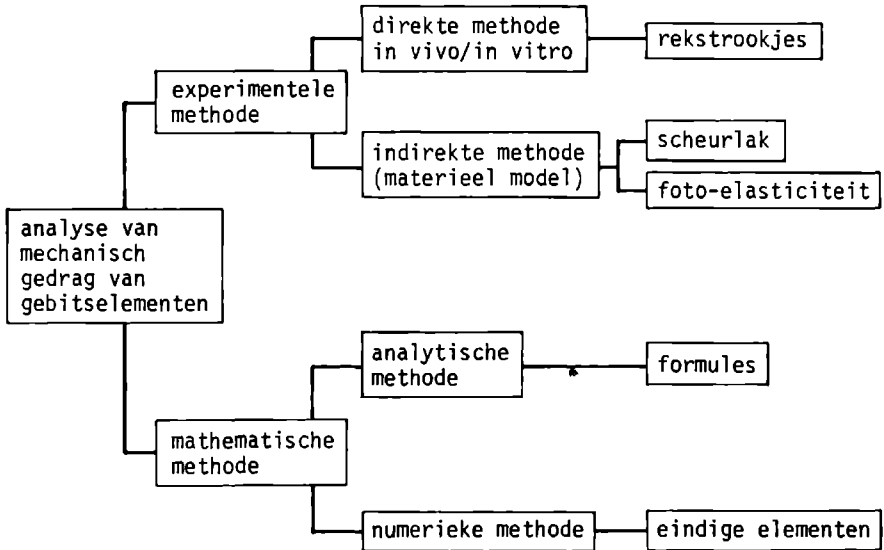
en dat de konvergentie van de opstaande wanden zo gering mogelijk dient te zijn. Johnson et al (1968) voerden drie-dimensionaal foto-elastisch onderzoek uit aan varianten van okklusale preparatievormen: wanden (konvergent/parallel), hoeken (scherp/rond) en bodem (plat/rond). Vanuit het oogpunt van amalgaamretentie, randbreuk en resistentie van het tandweefsel is de preparatievorm met licht konvergerende wanden, platte bodem en ronde interne hoeken de meest optimale. Een ronde bodem voldoet echter eveneens, mits niet te dicht bij de pulpaholte gelegen.

Op grond van bovenstaande literatuurgegevens kan de huidige stand van zaken met betrekking tot de opvattingen over een okklusale amalgaampreparatie als volgt worden samengevat. Voor optimaal functioneren dient deze een geringe konvergentie te vertonen en een platte bodem met ronde, interne hoeken te bezitten. Opgemerkt moet worden dat de bestaande inzichten omtrent kaviteitsontwerp en restauratiemethodiek tot stand zijn gekomen op grond van zeer beperkt en onvolledig wetenschappelijk onderzoek. Een aantal factoren kon met behulp van de toen beschikbare onderzoeksmethoden niet in de overwegingen worden betrokken.

De volgende paragraaf gaat nader in op bestaande onderzoeksmethoden, waarmee mechanisch gedrag van gebitselementen onderzocht kan worden. Doel hiervan is het verschaffen van enig inzicht in de diverse onderzoeksmethoden, die op dit moment ter beschikking staan. Daarbij komen ondermeer de overwegingen naar voren, die geleid hebben tot de keuze van de methode, die wordt gevolgd in het hier beschreven onderzoek.

### 1.3 ONDERZOEKSMETHODEN

Het mechanisch gedrag van bijvoorbeeld tandstructuren kan - globaal gezien - op tweeërlei wijzen onderzocht worden (afb. 1.2). Men kan gebruik maken van experimentele technieken of mathematische modellen (Brekelmans et al (1972), Brekelmans & Poort (1973)).



Afb. 1.2 Schematisch overzicht van onderzoeksmethoden.

#### Experimentele methoden

Een experimentele methode kan ofwel direct toepasbaar worden bij onderzoek aan de werkelijkheid (bijvoorbeeld toepassing van rekstrookjes of scheurlak op de reële constructie) ofwel indirect wanneer onderzoek gedaan wordt door gebruik te maken van een materieel model als afspiegeling van de werkelijkheid (bijvoorbeeld foto-elastisch onderzoek).

Een direkte benadering werd toegepast door Kakudo et al (1967)



door in vivo en in vitro rekstrookjes op gebitselementen aan te brengen en metingen te verrichten. Een rekstrookje - in wezen een weerstandsdraadje - wordt op een gebitselement geplakt en bij een gegeven belastingssituatie wordt de verandering in elektrische weerstand gemeten ten opzichte van de onbelaste situatie. Op deze manier kan men nauwkeurig de rek bepalen op bepaalde plaatsen en in bepaalde richtingen aan de oppervlakte van het element. Het nadeel van de methode is dat deze - bij een juiste uitvoering ervan - zeer omslachtig en tijdrovend is. Daarnaast is het met deze methode niet mogelijk om inzicht te krijgen in het verloop van het spanningspatroon binnen in een lichaam. De metingen worden immers op bepaalde plaatsen op het glazuerooppervlak gedaan en de resultaten geven derhalve slechts de rek daar ter plaatse weer. Dergelijke metingen geven bovendien een gemiddelde weer over een oppervlak, afhankelijk van de grootte van het rekstrookje.

Een andere direkte onderzoeksmethode - gebruik van scheurlak - heeft hetzelfde nadeel. Het voordeel hiervan is dat de lak eenvoudig en snel is aan te brengen in vergelijking tot rekstrookjes. Het bewerkelijke van de scheurlakmethode is gelegen in de noodzaak van het geleidelijk opvoeren van de belasting van het object. Hierdoor ontstaan steeds nieuwe scheurtjes in de lak. Uit het patroon van de scheurtjes kunnen konklusies getrokken worden betreffende plaats en grootte van de rek in het materiaal. De methode geeft slechts een globaal overzicht van het verloop van het spanningspatroon. De resultaten die op deze manier verkregen worden zijn onnauwkeurig, onvolledig en kwalitatief. Een ander nadeel wordt gevormd door de gevoeligheid van de resultaten voor temperatuurswisseling en schommeling in vochtigheidsgraad van het object. Craig & Peyton (1965) hebben met behulp van deze methode het globale spanningspatroon bij diverse brugrestauraties getracht te bestuderen.

Voor beide directe technieken geldt als nadeel dat de informatie omtrent de reksituatie slechts het glazuerooppervlak betreft.

Een indirekte methode, namelijk foto-elastisch onderzoek, nam tot voor kort de voornaamste plaats in bij onderzoek naar de mechanische aspecten van kaviteitspreparaties, -restauraties en resterend tandmateriaal. Nog altijd is het voor een aantal onderzoekers een belangrijke onderzoeksmethode. Reden om deze experimentele methode uitgebreider te behandelen (zie 1.3.1).

De belangrijkste nadelen van de experimentele methode zijn:

- moeilijkheden bij het generaliseren van de resultaten;
  - problemen bij verandering van parameters;
  - omslachtigheid, waardoor deze methode zeer veel tijd vergt.
- Een voordeel van de directe methode vormt het feit dat verifikatie-experimenten achterwege kunnen blijven. Dit voordeel geldt geenszins voor indirecte experimentele methoden.

#### Mathematische methoden

De werkelijkheid kan geschematiseerd worden en in termen van mathematische vergelijkingen worden vastgelegd. Bij het ontwerp van het model is het van belang om rekening te houden met essentiële parameters. Een dergelijk model dient de werkelijkheid met betrekking tot de vraagstelling adequaat te beschrijven en aan de realiteit getoetst te kunnen worden door middel van een verifikatie- of faksifikatie-experiment. Volledigheidshalve moet worden opgemerkt dat het doel van een dergelijk experiment fundamenteel verschilt van het doel van experimenten als beschreven onder experimentele methoden.

Uitgaande van de vooronderstelling, dat aangetoond kan worden dat het model de werkelijkheid adequaat beschrijft, biedt deze methode de volgende voordelen:

- de parameters kunnen zonder moeilijkheden worden veranderd;
- de verkregen informatie is veelomvattend;
- de resultaten kunnen beter worden gegeneraliseerd.

Als nadeel van mathematische methoden geldt het volgende:

- het op een juiste wijze beschrijven van de parameters (modelvorming) kan zeer complex zijn;

- het is nodig om een verifikatie-experiment uit te voeren.

Mathematische modellen kunnen gebruik maken van analytische betrekkingen of een numerieke methode. Bij een analytisch model voor een gebitselement is sprake van een aantal kompliserende factoren. Het gebruik van de bestaande analytische theorieën vereist een dermate sterke vereenvoudiging, dat men vaak vraagtekens dient te plaatsen bij de praktische waarde van de uitkomsten hiervan. Slechts betrekkelijk eenvoudige geometrie en belastingssituaties van een gebitselement kunnen doorgerekend worden (Ledley et al (1968)). Tevens kan bij toepassing van de analytische methode vaak geen rekening worden gehouden met de inhomogeniteit en anisotropie van de tandstructuren. Het grote voordeel van de analytische methode is gelegen in het feit, dat het effect van de parameters in één formule - zo deze te vinden is - tot uitdrukking wordt gebracht ('gesloten oplossing').

Tegenwoordig is het in de technische mechanica gebruikelijk komputer-georiënteerde numerieke methoden te hanteren, waarbij het tevens mogelijk is, rekening te houden met ingewikkelde geometrie, materiaaleigenschappen en belastingssituaties. Dergelijke komputer-georiënteerde technieken hebben een grote vlucht genomen en bijvoorbeeld op veel plaatsen het foto-elastisch onderzoek geheel vervingen. Benaderingen van het probleem van spanningsverloop met behulp van de eindige elementenmethode leent zich bij uitstek voor toepassingen bij onderzoek naar het mechanisch gedrag van tandstructuren. Deze numerieke methode wordt in het onderhavige onderzoek gebruikt en globaal beschreven in paragraaf 1.3.2.

### 1.3.1 Foto-elastisch onderzoek

Foto-elastisch onderzoek is een goede, voorheen alom gebruikte methode, waarmee nog altijd veel onderzoek wordt gedaan op het terrein van analyses van tandheelkundige konstrukties. De eerste publikatie van foto-elastisch onderzoek betreffende de vormgeving

van kaviteitspreparaties dateert uit 1949 (Noonan (1949)).

### Methode van foto-elastisch onderzoek

#### Algemeen principe

Foto-elastisch onderzoek is een experimentele methode voor het gedeeltelijk bepalen van spanningen in een belast lichaam. Bij een foto-elastische analyse wordt gebruik gemaakt van twee fysische principes, namelijk de polarisatiemogelijkheid van licht en de eigenschap van een bepaalde transparante isotrope substantie (foto-elastisch materiaal) om dubbel-breking te vertonen bij verschillen in 'hoofdspanningen' (zie 2.4). De dubbel-breking beïnvloedt een invallende gepolariseerde lichtbundel. Deze invallende lichtbundel kan gesplitst gedacht worden in twee bundels, die door de 'hoofdvlakken' van het materiaal gaan bij het invalspunt. Deze twee bundels krijgen verschillende snelheid en treden derhalve op een verschillend tijdstip uit. De mate van het later uittreden staat in directe verhouding tot het verschil in hoofdspanningsgrootte. Met behulp van een foto-elastische polariskoop wordt het tijdsverschil en derhalve het hoofdspanningsverschil in ieder 'belicht' punt gevisualiseerd. Bovendien kunnen de hoofdspanningsrichtingen worden vastgelegd. Een essentiële beperking van de methode vormt het feit, dat deze geen gegevens oplevert omtrent de volledige spanningstoestand, doch alleen over de hoofdspanningsrichtingen en het hoofdspanningsverschil. Bovendien is het niet mogelijk om anisotropie en inhomogeniteit in rekening te brengen.

#### Uitvoering

Van het te onderzoeken object wordt een model gemaakt bestaande uit foto-elastisch materiaal (bijv. Araldit). De richting en grootte van de op het model aan te brengen krachten, de wijze van ondersteuning en de vorm van het model dienen die van het werkelijke object te benaderen. De spanningen in het materiële model zijn direct gekoppeld aan de spanningen in het reële object, uitgaande van de vooronderstelling dat de elasticiteitsgrens niet overschreden wordt, de dwarskontraktiecoëfficiënt in model en

realiteit gelijk zijn en dat de oorspronkelijke structuur uit homogeen materiaal bestaat.

Aanvankelijk kon de foto-elastische methode alleen worden uitgevoerd met twee-dimensionale 'platte' modellen van een bepaalde dikte. Gebitselementen worden echter tijdens het kauwen belast via een ingewikkeld, drie-dimensionaal kauwpatroon. In de tandheelkunde is de drie-dimensionale techniek geïntroduceerd door Davidson (1964). Het is mogelijk deze techniek voor alle typen van kaviteitspreparaties te gebruiken. De procedures die hierbij worden gebruikt, vereisen echter grote zorgvuldigheid en vergen zeer veel tijd doordat ingewikkelde vormen bestudeerd moeten worden. Het onder spanning staande model moet bovendien 'ingevroren' worden, waarna plakken gemaakt worden. Deze plakken bevatten als het ware ingevroren spanningen. De slice-modellen worden vervolgens in een veld van gepolariseerd licht onderzocht. Konstruktie van de spanningstoestand in één punt van een drie-dimensionaal model is een omvangrijk karwei. Hiervoor is het noodzakelijk dat door het betreffende punt meerdere slices gemaakt worden. Indien dit voor één punt wordt gerealiseerd met behulp van meerdere modellen, dan zijn deze voor andere punten vaak onbruikbaar geworden. Dit leidt tot de noodzaak om een veelheid aan modellen te produceren. Hierdoor wordt de methode tijdrovend, kostbaar en zeer onnauwkeurig. Het is gebruikelijk - maar zeer onzorgvuldig en vaak volkomen onjuist - om aan de plaatjes van één serie slice-modellen konklusies te verbinden (Johnson et al (1968) en Farah et al (1973)).

### Resultaten

De resultaten van tandheelkundige studies op dit terrein hebben een bijdrage geleverd tot beter inzicht in het mechanisch gedrag van elementen (elementen met en zonder de diverse preparaties en restauraties). Deze resultaten hebben inmiddels geleid tot modificaties van preparatievormen zoals bijvoorbeeld het aanbrenge van ronde hoeken, afschuiningen en dergelijke.

### Beperkingen van de methode

Naast het inzicht verhogende effect, dat onderzoek met behulp van foto-elasticiteit heeft, kleven er, bij zorgvuldige uitvoering, ook een aantal nadelen aan deze onderzoeksmethode:

- vérgaande schematisering met name ten aanzien van materiaaleigenschappen, zoals homogeniteit, isotropie en gelijke dwarskontraktiecoëfficiënt;
- verstrekken van onvolledige informatie over de spanningstoestand in een punt;
- ingewikkelde experimentele opstelling om belasting en randvoorwaarden te realiseren;
- opname in het model van verschillen in materiaalgedrag en/of in grensvlakken van materialen (bijvoorbeeld de overgang tandmateriaal/restauratiemateriaal) is zeer moeilijk, zo niet onmogelijk;
- géén inzicht in niet-lineaire aspecten zoals bijvoorbeeld het loslaten en langs elkaar glijden van restauratiemateriaal en kaviteitswand.

### Bekomentarieerde resultaten uit de literatuur

Evaluatie van preparatievormen, gebaseerd op een analyse van spanningsconcentraties, werd door verschillende onderzoekers uitgevoerd met behulp van de twee-dimensionale foto-elasticiteitsmethode: Noonan (1949), Haskins et al (1954), Mahler & Peyton (1955), Mahler (1958), Guard et al (1958), Granath (1963 a en b, 1964), Craig et al (1967). Johnson et al (1968) en Dérand (1976) hebben aangetoond, dat aanzienlijke spanningsconcentraties verschijnen in gedeelten van de tand die niet direct belast worden. Door gebruik te maken van drie-dimensionale technieken werd het mogelijk om een realistischer belastingswijze toe te passen op een meer representatief tandmodel. Op deze manier is gezocht naar optimale kaviteitsvormen, die minimale spanningsconcentraties opleveren in restauraties en in resterende tandsubstanties. Drie-dimensionaal foto-elastisch onderzoek, met betrekking tot preparatie- en restauratie

vormen, is verricht door Johnson et al (1968), Farah (1972) en Farah et al (1973). Uit het literatuuronderzoek op foto-elastisch gebied blijkt dat de onderzoekers vaak niet vermelden op welke wijze ondersteuning van het model plaats vindt.

#### Konklusie

Een volledige experimentele analyse van het spanningsstelsel in een kompleks drie-dimensionaal lichaam, zoals een tand of kies, blijkt met behulp van de foto-elastische onderzoeksmethode toch nog buitengewoon moeilijk en gekompliceerd. Een aantal aspecten, zoals bijvoorbeeld anisotropie en de overgangskondities tussen tandmateriaal en restauratiemateriaal, is met deze methode niet te onderzoeken.

### 1.3.2 Eindige elementenmethode

De in 1.3.1 vermelde onderzoekers konden slechts uitgaan van de vooronderstelling dat een gebitselement homogeen en isotroop is. In werkelijkheid is een tand of kies echter verre van homogeen, aangezien de elasticiteitsmodulus van glazuur ongeveer viermaal zo groot is als de elasticiteitsmodulus van dentine. De eindige elementenmethode is een ideale techniek om biologische structuren te analyseren, daar zowel complexe geometrische vormen van een objekt alsook een niet-homogene, anisotrope structuur in het model opgenomen kunnen worden. Oorspronkelijk afkomstig uit de vliegtuigindustrie (Turner et al (1956)), is deze methode van spanningsanalyse de afgelopen jaren tot een veel gebruikte techniek geworden bij gekompliceerde fysische vraagstukken (Zienkiewicz (1977)). De algemene toepasbaarheid en de flexibiliteit van de methode hebben geleid tot gebruik ervan op allerlei gebieden, inclusief de tandheelkunde.

#### Methode der eindige elementenmethode

##### Algemeen principe

Ook aan de eindige elementenmethode (EEM) ligt een schematisering van het bestaande objekt ten grondslag. De te onderzoeken

structuur wordt in een eindig aantal zogenaamde elementen verdeeld, gemarkeerd door zogenaamde knooppunten. Deze elementen hebben een eenvoudige vorm, bijvoorbeeld driehoeken of vierkanten voor een twee-dimensionaal model en bijvoorbeeld tetraëders of prisma's voor een drie-dimensionaal model. De grootte en de vorm van de elementen kan zodanig gekozen worden, dat objecten met een zeer onregelmatige geometrie tot op ieder gewenst nivo van nauwkeurigheid beschreven kunnen worden. Aan de elementen worden fysische eigenschappen toegekend, die per element kunnen verschillen. Uit de eis dat de elementen tezamen de beschouwde constructie zo goed mogelijk dienen te representeren, volgt een (groot) aantal vergelijkingen in zeer veel zogenaamde knooppuntverplaatsingen. Het opstellen en oplossen van deze vergelijkingen bij een gegeven belasting van het model vindt plaats middels een computer. Daarna worden de spanningen in het model uitgerekend.

#### Uitvoering

De informatie, die nodig is voor een dergelijke analyse, bestaat uit een aantal gegevens betreffende:

##### a) geometrie:

- een geometrische definitie van het model;
- de coördinaten van de knooppunten;
- het aantal knooppunten en elementen;
- een nummering ter identifikatie van de knooppunten en de elementen;

##### b) materiaaleigenschappen:

- de grootheden, die het materiaalgedrag karakteriseren (bijv. de modulus van Young en de ratio van Poisson) per element;

##### c) belastingssituatie:

- een definiëring van het krachtenpatroon aan de belaste knooppunten;

##### d) grensvlakken:

- de koppelvoorwaarden voor de deelgebieden van de structuur.



Zijn deze gegevens eenmaal gespecificeerd dan kunnen zowel de verplaatsingen alsook de spanningen direkt met behulp van een komputerverprogramma berekend worden.

### Resultaten

Als resultaat van een dergelijke rekenmethode, kunnen we numerieke data verwachten betreffende:

- de verplaatsingen van ieder knooppunt;
- de rekken in ieder element;
- de spanningen in ieder element;
- de hoofdspinningen, de hoofdrichtingen van de spanningen en de ideale spanning (vergelijkspanning) voor ieder element (zie 2.4 en 2.5).

Veel van deze resultaten kunnen grafisch worden weergegeven.

### Beperkingen van de methode

De EEM kent momenteel in principe geen beperkingen. Het probleem bij de EEM is vooral gelegen in de invulling van de mateloze vrijheid, die de methode biedt. De wezenlijke beperking wordt gevormd door de schematisering - modelvorming -, bijvoorbeeld ten aanzien van materiaalkarakteristieken, geometrie en belasting. Bovendien is het invoeren van de gegevens en de interpretatie van de resultaten een aanzienlijke hoeveelheid werk.

### Bekomentarieerde resultaten uit de literatuur

Zowel twee-dimensionale alsook drie-dimensionale axisymmetrische analyses volgens de EEM zijn uit de tandheelkundige literatuur bekend.

Thresher & Saito (1973) bepaalden het spanningsverloop in een homogeen en een niet-homogeen twee-dimensionaal tandmodel, bestaande uit de deelgebieden glazuur, dentine en parodontaal membraan. Zij toonden het belang aan van gebruik van een niet-homogeen tandmodel bij bepaling van het spanningsverloop.

De EEM werd in twee-dimensionale vorm toegepast ter bepaling van de spanningsverdeling in het parodontium en in het alveolaire bot door Craig & Farah (1978), Kitoh et al (1977) en Wright &

Yettram (1979). Het spanningspatroon in kronen werd eveneens met de EEM onderzocht: zowel twee-dimensionaal - door Farah et al (1975) en Yettram & Wright (1976) - alsook axisymmetrisch door Farah (1972) en Farah et al (1973, 1974). Dérand (1976, 1977) berekende met behulp van de EEM in een twee-dimensionaal model de spanningen, die in okklusale en cervikale amalgaamrestauraties kunnen ontstaan.

Farah et al (1974) deden met behulp van de EEM onderzoek aan een axisymmetrisch tandmodel met een okklusale kaviteitspreparatie. Zij bepaalden de mate van doorbuiging van de kaviteitsbodem als gevolg van condensatiedruk en berekenden de spanningen die hierdoor in het dentine werden opgeroepen. Zij vervolgden dit onderzoek met het berekenen van de spanningen, die door een cementbodem teweeg gebracht werden in het restauratiemateriaal bij belasting van het model. De onderzoekers voerden spanningsanalyses uit voor een amalgaamrestauratie (Farah et al (1975)) en een komposietrestauratie (Farah et al (1976)) met diverse cementen als onderlaag, variërend in dikte.

Bij de EEM is uiteraard schematisering van materialen met een ingewikkelde samenstelling mogelijk. Het is dan wel van groot belang om gebruik te maken van de juiste bekende grootheden, die het materiaalgedrag karakteriseren. Bij bovengenoemde onderzoeken zijn de tandweefsels steeds beschreven als elastisch isotrope materialen. Tandweefsels zijn echter - morfologisch gezien - anisotroop. Op de vraag of een dergelijke anisotropie van belang is bij spanningsonderzoek wordt verder ingegaan in paragraaf 2.5.

### Konklusie

De eindige elementenmethode is momenteel het beste instrument om een zo realistisch mogelijk model van een gebitselement te analyseren en verschaft directe informatie omtrent de totale spanningssituatie in het te onderzoeken objekt. De EEM biedt tevens goede mogelijkheden om het effect van wijzigingen in parameters (geometrie, materiaalgedrag en belasting) na te gaan. Indien men de beschikking heeft over de benodigde faciliteiten, is de EEM, bij

analyse van mechanisch gedrag van gebitselementen onder belasting, verreweg superieur aan foto-elastisch onderzoek.

Bij gebruik van de EEM treedt, in vergelijking tot foto-elastisch onderzoek, een verschuiving op in de problematiek. Bij foto-elastisch onderzoek ligt deze voornamelijk op het terrein van de methode, terwijl bij de EEM de methode in principe geen probleem vormt. De problematiek wordt bij gebruik van de EEM echter verschoven naar de vraag naar specifieke gegevens op het gebied van materiaalgedrag, raakvlakken van materialen en spanningskriteria: kortom naar de modelvorming. Als uitgangspunt van het hier beschreven onderzoek is gekozen voor een relatief simpel, axisymmetrisch model.

## 1.4 DOELSTELLING

Tot op heden is vanwege de complexiteit van het probleem nog te weinig aandacht besteed kunnen worden aan de mechanische aspecten van kaviteitsontwerpen, terwijl toch tijdens het kauwproces gebitselement en restauratie aan een aanzienlijke mechanische belasting onderhevig zijn. Doordat biomechanika op het gebied van de restauratieve tandheelkunde nog een betrekkelijk braakliggend terrein is, zijn vragen als: "Wat is de optimale combinatie van vorm en materiaal voor een kaviteitspreparatie en -restauratie?" en "Hoe belangrijk is het overgangsgebied tussen restauratiemateriaal en tandweefsel?" nog niet beantwoord. Het antwoord op dergelijke vragen kan aanzienlijke konsekwenties hebben voor de kwaliteit van de restauratieve tandheelkunde en daardoor een aanzienlijke economische en sociale relevantie hebben.

Doelstelling van het hier beschreven onderzoek is een meer fundamentele beschouwing te geven van enkele mechanische aspecten, die een rol spelen bij het gedrag van restauraties in gebitselementen. Onderwerp van onderzoek is met name de vorming van een model van een gebitselement - gegeven de huidige kennis over materialen, geometrie en belasting - waarmee de spanningstoestand voor verschillende kaviteitsontwerpen en restauraties onderzocht kan worden en het gebruik van een dergelijk model om voorstellen te doen over gericht materiaalonderzoek en alternatieve kaviteitsontwerpen.

In dit onderzoek zullen de analyses met name worden toegepast op amalgaam- en komposietrestauraties. Het analysegereedschap is in een veel ruimer verband te gebruiken. Gekozen is voor spanningsanalyses aan relatief eenvoudige kaviteitsontwerpen, waarbij aandacht wordt besteed aan verschillen in adaptatie tussen de diverse materialen onderling om zo beter inzicht te krijgen in een aantal fundamentele aspecten van het analyseproces. Hechting, wrijving en deviatie van restauratie en kaviteitswand worden in de modelvorming opgenomen.

Bij de opzet van het onderzoek is uitgegaan van bestaande kennisgebieden te weten:

- materiaalgedrag van restauratiematerialen en tandmaterialen als glazuur en dentine;
- vormgeving van kaviteiten;
- belasting;
- geavanceerd analysegereedschap uit de technische mechanica, in casu de eindige elementenmethode (EEM).

Hoofdstuk 2 vormt een inleiding ten aanzien van mechanisch gedrag. Hierin worden begrippen en terminologie uit de toegepaste mechanica, die betrekking hebben op het onderhavige onderzoek gedefinieerd en verduidelijkt. In hoofdstuk 3 worden de in de literatuur gepubliceerde gegevens over mechanische eigenschappen van de diverse materialen - voor zover relevant voor dit onderzoek - aan een nadere beschouwing onderworpen. Dit literatuuronderzoek wordt afgesloten met de keuze van de gegevens, die als invoer gebruikt zullen worden bij de modelvorming. Hoofdstuk 4 geeft de huidige kennis weer over vormgeving van kaviteiten, waarbij tevens een korte beschouwing gewijd wordt aan de wijze van adaptatie tussen de diverse materialen. Hier wordt de geometrie bepaald, die in het gehanteerde model gebruikt zal worden. In hoofdstuk 5 wordt nader ingegaan op de fysiologische belastingen, waaraan gebitselementen blootstaan. De resultaten van deze drie hoofdstukken vormen de basisgegevens voor het model. In het zesde hoofdstuk wordt een vereenvoudigd tandmodel geïntroduceerd. Aan de hand van dit model worden diverse spanningsanalyses uitgevoerd teneinde inzicht te verkrijgen in het mechanisch gedrag van een gebitselement onder belasting. Hoofdstuk 7 geeft een beschrijving van de modelresultaten, zoals deze uit de spanningsanalyses naar voren komen. Tot slot worden in het laatste hoofdstuk enige opmerkingen gemaakt met betrekking tot het totale onderzoek en worden enkele aanbevelingen gedaan voor verder onderzoek.

## 1.5 REFERENTIES

ALLAN, D.N.: The durability of conservative restorations. Brit. dent.J. 126: 172-177 (1969)

ALLRED, H.: Assessment of the quality of dental care. Experimental Dental Care Project. The London Hospital Medical College, London (1977)

BLACK, G.V.: Operative Dentistry. Medio-dental Publ.Co., Chicago (1908)

BREKELMANS, W.A.M. & POORT, H.W.: Theoretical and experimental investigation of the stress and strain situation on a femur. Acta orthop.belg. Suppl. I: 3-24 (1973)

BREKELMANS, W.A.M.; POORT, H.W. & SLOOFF, T.J.J.H.: A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta orthop. scand. 43: 301-317 (1972)

BREMNER, M.D.: The story of dentistry. 3rd ed. Dental Items of Interest Publ.Co., New York (1959)

BROWN, W.E.: A mechanical basis for the preparation of class II cavities for amalgam fillings in deciduous molars. J.amer.dent. Ass. 38: 417-423 (1949)

BUNOCORE, M.G.: The use of adhesives in dentistry. Thomas Publ., Illinois (1975)

COMMISSIE TANDHEELKUNDIGE STATISTIEK: Statistisch overzicht van de in huisbehandeling gegeven tandheelkundige hulp en tandheelkundig-specialistische hulp aan ziekenfondsverzekerden over het jaar 1978. Comm.Thk.Statistiek, Zeist (1980)

CRAIG, R.G.; EL-EBRASHI, M.K.; LEPEAK, P.J. & PEYTON, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations (I). J.prosth. Dent. 17: 277-291 (1967)

CRAIG, R.G. & FARAH, J.W.: Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. J.prosth.Dent. 39: 274-277 (1978)

CRAIG, R.G. & PEYTON, F.A.: Measurement of stresses in fixed-bridge restorations using a brittle coating technique. J.dent. Res. 44: 756-762 (1965)

DAVIDSON, G.B.: A method for three-dimensional photoelastic stress analysis of the remaining tooth structure associated with various cavity preparations. J.dent.Res. 43: 912 (1964)

DERAND, T.: Creep in amalgam class V restorations. Odont.Rev. 27: 181-186 (1976)

DÉRAND, T.: Marginal failure of amalgam class II restoration. J. dent.Res. 56: 481-485 (1977)

ELDERTON, R.J.: Research on cavity design for amalgam restorations. Proc.int.Symp.Opdent. Universiteit Nijmegen (1975)

ELDERTON, R.J.: The quality of amalgam restorations (II). In: Assessment of the quality of dental care (Allred, H.). Experimental Dental Care Project. The London Hospital Medical College, London (1977)

FARAH, J.W.: Stress analysis of first molars with full-crown preparations by three-dimensional photoelasticity and the finite element method. Dissertatie, Ann Arbor (U.S.A.) (1972)

FARAH, J.W. & CRAIG, R.G.: Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J.dent.Res. 53: 859-866 (1974)

FARAH, J.W. & CRAIG, R.G.: Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. J.dent.Res. 54: 255-261 (1975)

FARAH, J.W.; CRAIG, R.G. & SIKARSKIE, D.L.: Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J.Biomechanics 6: 511-520 (1973)

FARAH, J.W.; DENNISON, J.B. & POWERS, J.M.: Effects of design on stress distribution of intracoronal gold restorations. J.amer. dent.Ass. 94: 1151-1154 (1977)

FARAH, J.W.; HOOD, J.A.A. & CRAIG, R.G.: Stresses and deflections in the floor of model cavity preparations. J.oral.Reh. 1: 207-215 (1974)

FARAH, J.W.; HOOD, J.A.A. & CRAIG, R.G.: Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. J.dent.Res. 54: 10-15 (1975)

FARAH, J.W.; POWERS, J.M.; DENNISON, J.B.; CRAIG, R.G. & SPENCER, J.: Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. J.dent.Res. 55: 115-120 (1976)

GRANATH, L.E.: A technique of photoelasticity employed in comparative dental investigations. Odont.Rev. 14: 136-144 (1963)

GRANATH, L.E.: Photoelastic studies on certain factors influencing the relation between cavity and restoration. *Odont.Rev.* 14: 278-293 (1963)

GRANATH, L.E.: Further photoelastic studies on the relations between the cavity and the occlusal portion of class II restorations. *Odont.Rev.* 15: 290-298 (1964)

GUARD, W.F.; HAACK, D.C. & IRELAND, R.L.: Photoelastic stress analysis of bucco-lingual sections of class II cavity restorations. *J.amer.dent.Ass.* 57: 631-635 (1958)

HASKINS, R.C.; HAACK, D.C. & IRELAND, R.L.: A study of stress pattern variations in class II cavity restorations as a result of different cavity designs. *J.dent.Res.* 33: 757-766 (1954)

HEALEY, H.J. & Phillips, R.W.: A clinical study of amalgam failures. *J.dent.Res.* 28: 439-446 (1949)

INGRAHAM, R.: The application of sound biomechanical principles in the design of inlay, amalgam and gold-foil restorations. *J. amer.dent.Ass.* 40: 402-413 (1950)

JOHNSON, E.W.; CASTALDI, C.R.; GAU, D.J. & WYSOCKI, G.P.: Stress pattern variations in operatively prepared human teeth, studies by three-dimensional photo-elasticity. *J.dent.Res.* 47: 548-558 (1968)

KAKUDO, Y.; AMANO, N. & IZUMI, K.: Strain on the hard tissue of human teeth during biting and mastication. *J.Osaka dent.Univ.* 1: 167-180 (1967)

KITOH, M.; SUETSUGU, T. & MURAKAMI, Y.: Mechanical behaviour of tooth, periodontal membrane and mandibular bone by the finite element method. *Bull.Tokyo med.dent.Univ.* 24: 81-87 (1977)

LAVELLE, C.L.B.: A cross-sectional longitudinal survey into the durability of amalgam restorations. *J.Dent.* 4: 139-143 (1976)

LEDLEY, R.S. & HUANG, H.K.: Linear model of tooth displacement by applied forces. *J.dent.Res.* 47: 427-432 (1968)

LEINFELDER, K.F.; SLUDER, T.B.; SOCKWELL, C.L.; STRICKLAND, W.D. & WALL, J.T.: Clinical evaluation of composites as anterior and posterior restorative materials. *J.dent.Res.* 53: 152 (1974)

LUTZ, F.; LUSCHER, B.; OCHSENBEIN, H. & MUHLEMANN, H.R.: *Adhäsive Zahnheilkunde*. Juris Druck & Verlag, Zürich (1976)



- MAHLER, D.B.: An analysis of stresses in a dental amalgam restoration. J.dent.Res. 37: 516-526 (1958)
- MAHLER, D.B. & PEYTON, F.A.: Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J.dent.Res. 34: 831-838 (1955)
- MAHLER, D.B. & TERKLA, L.G.: Analysis of stress in dental structures. Dent.Clin.N-Amer. 789-798 (1958)
- MOORE, D.L. & STEWART, J.L.: Prevalence of defective dental restorations. J.prosth.Dent. 17: 372-378 (1967)
- NOONAN, M.A.: The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J.Dent.Child. 16: 24-28 (1949)
- OTTOLENGUI, R.: Failures with amalgam as commonly used. Dent. Cosmos 67: 998-1008 (1925)
- RICHARDSON, A.S. & BOYD, M.A.: Replacement of silver amalgam restorations by 50 dentists during 246 working days. J.can.dent. Ass. 8: 556-559 (1973)
- ROBINSON, A.D.: The life of a filling. Brit.dent.J. 130: 206-208 (1971)
- SWEET, C.A.: Cavity preparation in deciduous teeth. J.amer.dent. Ass. 38: 423-430 (1949)
- THRESHER, R.W. & SAITO, G.E.: The stress analysis of human teeth. J.Biomechanics 6: 443-449 (1973)
- TURNER, M.J.; CLOUGH, R.W.; MARTIN, H.C. & TOPP, L.J.: Stiffness and deflection analysis of complex structures. J.aero Sci. 23 (1956)
- WRIGHT, K.W.J. & YETTRAM, A.L.: Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. J.dent.Res. 57: 715-723 (1978)
- WRIGHT, K.W.J. & YETTRAM, A.L.: Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. J.prosth.Dent. 42: 411-416 (1979)
- YETTRAM, A.L.; WRIGHT, K.W.J. & PICKARD, H.M.: Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. J.dent. Res. 55: 1004-1011 (1976)
- ZIENKIEWICZ, O.C.: The finite element method, 3rd ed. Mc.Graw-Hill, London (1977)



- 2.1 inleiding
- 2.2 spanning en rek
- 2.3 materiaalgedrag
  - 2.3.1 konstitutieve vergelijking
  - 2.3.2 elastisch materiaalgedrag
  - 2.3.3 viskeus materiaalgedrag
  - 2.3.4 materiaalkonstanten voor lineair elastisch materiaalgedrag
- 2.4 continuum
  - 2.4.1 spanningstoestand
  - 2.4.2 rektoestand
  - 2.4.3 konstitutief gedrag
- 2.5 criteria
  - 2.5.1 te grote elastische rek
  - 2.5.2 niet-elastisch materiaalgedrag
  - 2.5.3 breuk
- 2.6 testmethoden
  - 2.6.1 trekproef
  - 2.6.2 diametrale test
  - 2.6.3 drukproef
  - 2.6.4 buigproef
  - 2.6.5 ponstest
  - 2.6.6 ultrasone technieken
- 2.7 referenties

## 2.1 INLEIDING

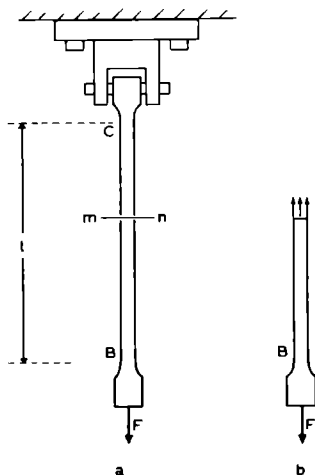
Het doel van dit hoofdstuk is het geven van een korte beschrijving van enkele algemene termen, begrippen en werkwijzen uit de toegepaste mechanica, teneinde begripsverwarring en verkeerde interpretatie te voorkomen. De termen en begrippen worden toegelicht aan de hand van een trekstaaf. Enige aandacht wordt besteed aan de zogenaamde konstitutieve vergelijking, om zo inzichtelijk te maken, welke factoren van belang kunnen zijn bij de beschrijving van materiaalgedrag. Vervolgens worden enkele opmerkingen gemaakt over de generalisatie van bij de trekstaaf geïntroduceerde begrippen en relaties naar een willekeurige spannings- en rektoestand. Daarna wordt een korte beschouwing gewijd aan de toelaatbaarheid van bepaalde spannings- en reksituaties. Tot slot wordt een aantal testmethoden ter bepaling van materiaalgedrag beschreven, die relevant zijn voor hoofdstuk 3.

## 2.2

## 2.2 SPANNING EN REK

### Spanning

In afbeelding 2.1 (a) is een staaf (trekstaaf) belast met een kracht  $F$ . De kracht grijpt aan in B en werkt langs de as BC.



Afb. 2.1 Trekstaaf bij verticale belasting; doorsnede  $mn \perp$  as  $BC$ .

Om de 'interne krachten' te visualiseren is de trekstaaf doorgesneden gedacht door een snede  $mn$  loodrecht op de as  $BC$  van de proefstaaf. Het apart beschouwde onderste deel van de proefstaaf (afb. 2.1 (b)) wordt aan het ene einde belast met kracht  $F$  en aan de andere zijde belast door 'interne krachten' welke gelijkmatig verdeeld gedacht worden over de dwarsdoorsnede ter plaatse van  $mn$ . Deze 'interne krachten' horend bij het snedevlak  $mn$  worden gepresenteerd door de optredende spanning  $\sigma$  volgens:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

waarin:

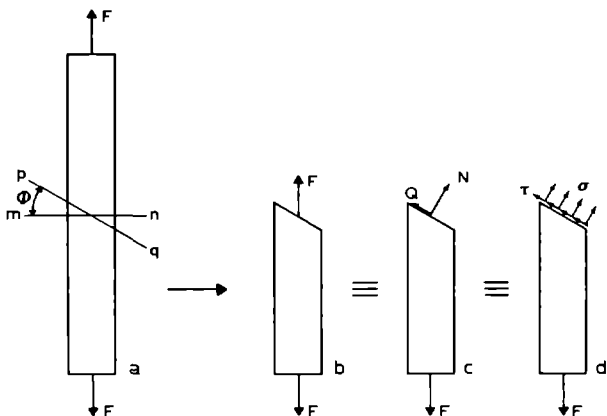
$\sigma$  = spanning

F = kracht

A = oppervlak van de loodrechte doorsnede

De spanning wordt uitgedrukt in kracht per oppervlakte eenheid (meestal  $\text{N/mm}^2$ ). Omdat de spanning bij deze snede loodrecht op het snedevlak staat betreft het hier de normaalspanning  $\sigma$ .

De trekstaaf is in afbeelding 2.1 loodrecht op de as BC doorgesneden. In afbeelding 2.2 is de proefstaaf via een willekeurig vlak pq doorgesneden, dat een hoek  $\phi$  maakt met doorsnede mn.



Afb. 2.2 Trekstaaf bij verticale belasting; doorsnede pq maakt hoek  $\phi$  met doorsnede mn.

Als het onderste deel - met doorsnede pq - apart beschouwd wordt, is de resultante van de 'interne krachten' op vlak pq opnieuw gelijk aan F (afb. 2.2 (b)). Deze kan ontbonden worden in de componenten N en Q respectievelijk loodrecht op en in het snedevlak (afb. 2.2 (c)):

$$N = F \cos \phi \quad \text{en} \quad Q = F \sin \phi$$

Het oppervlak van doorsnede pq is

$$A' = \frac{A}{\cos \phi}$$

De spanningen in de beschouwde doorsnede (afd. 2.2 (d)) kunnen gezien worden als een komponent  $\perp$  snedevlak (de normaalspanning  $\sigma$ ) en een komponent in het snedevlak (de schuifspanning  $\tau$ ):

$$\sigma(\phi) = \frac{N}{A'} = \frac{F}{A} \cos^2 \phi \quad (2.2)$$

$$\tau(\phi) = \frac{Q}{A'} = \frac{F}{A} \sin \phi \cdot \cos \phi$$

Hierin is:

$\sigma$  = normaalspanning ( $\perp$  doorsnede)

$\tau$  = schuifspanning ( $//$  doorsnede)

$A'$  = oppervlak van een doorsnede

Wanneer  $\phi = 0$  (doorsnede  $\perp$  as) blijkt uit de vergelijkingen 2.2 dat:

- de normaalspanning een maximum bereikt:

$$\sigma(0) = \frac{F}{A}$$

- de schuifspanning nul is:

$$\tau(0) = 0$$

Wanneer  $\phi = \pi/4$  blijkt uit de vergelijkingen 2.2 dat:

- de schuifspanning een maximum bereikt:

$$\tau(\pi/4) = \frac{1}{2} \cdot \frac{F}{A}$$

- de normaalspanning gelijk is aan de schuifspanning:

$$\sigma(\pi/4) = \frac{1}{2} \cdot \frac{F}{A}$$

Uit het bovenstaande blijkt reeds duidelijk dat zelfs in dit eenvoudige voorbeeld niet kan worden gesproken over 'de' spanning in een punt. Van belang hierbij is een aanduiding over de oriëntatie van het snedevlak en tevens of het spanningen 'in' of 'loodrecht op' het snedevlak betreft.

### Axiale rek

De trekstaaf, zoals in afbeelding 2.1 weergegeven, zal onder invloed van kracht  $F$  verlengen. De verlenging per eenheid van oorspronkelijke lengte of axiale rek ( $\epsilon$ ) is gedefinieerd als:

$$\epsilon = \frac{l - l_0}{l_0}$$

waarin:

$\epsilon$  = rek

$l_0$  = oorspronkelijke lengte

$l$  = huidige lengte

$l - l_0$  = verlenging



## 2.3 MATERIAALGEDRAG

Voor een goed begrip van het hoofdstuk over materiaaleigenschappen wordt de konstitutieve vergelijking van het proefstaafje voor een aantal bijzondere gevallen nader uitgewerkt, namelijk voor elastisch en viskeus materiaalgedrag. Vervolgens wordt in deze paragraaf enige aandacht besteed aan enkele materiaalkonstanten.

### 2.3.1 Konstitutieve vergelijking

Het materiaalgedrag wordt beschreven door middel van de zogenaamde konstitutieve vergelijking. Ten onrechte wordt vaak zonder meer verondersteld, dat er van elastisch gedrag sprake is. Voor de proefstaaf uit afbeelding 2.1 kan de konstitutieve vergelijking bijvoorbeeld als volgt worden weergegeven: de uitgeoefende kracht ( $F$ ) is een functie van de lengte van de proefstaaf en de wijze (tijd en snelheid) van rekken. Of in formulevorm:

$$F = f \left( l, \frac{dl}{dt}, \frac{d^2l}{dt^2}, \dots, t \right)$$

In deze vergelijking is:

$F$  = kracht

$l$  = lengte van de proefstaaf

$t$  = tijd

$\frac{dl}{dt}$  =  $v$  = snelheid

Voor de eenvoud beperken wij ons hier tot materiaalgedrag waarin alleen de grootheden  $F$ ,  $l$ ,  $\frac{dl}{dt}$  en de tijd  $t$  voorkomen. De konstitutieve vergelijking kan dan geschreven worden als:

$$F = f \left( l, \frac{dl}{dt}, t \right)$$

### 2.3.2 Elastisch materiaalgedrag

Bij een elastisch materiaalgedrag heeft de konstitutieve vergelijking de volgende vorm:

$$F = f(l)$$

In de literatuur over materiaalonderzoek komt men vaak een kracht/lengte verband tegen dat in goede benadering in een zeker traject lineair verloopt. Dan wordt gesproken van de wet van Hooke. In plaats van het verband tussen  $F$  en  $l$  kan worden overgegaan op het verband tussen  $\sigma$  en  $\epsilon$ , waardoor de relatie onafhankelijk wordt van de afmetingen van het proefstuk, tenminste indien overal in het gehele proefstuk zowel  $\sigma$  als  $\epsilon$  konstant zijn (homogene situatie). Elastisch materiaalgedrag gehoorzaamt dan aan:

$$\sigma = \sigma(\epsilon)$$

In afbeelding 2.3 wordt een voorbeeld van elastisch materiaalgedrag gegeven. In deelparagraaf 2.3.4 wordt lineair elastisch materiaalgedrag nader uitgewerkt.

### 2.3.3 Viskeus materiaalgedrag

Bij viskeus materiaalgedrag is de konstitutieve vergelijking van de vorm:

$$F = f(v)$$

Bij elke snelheid van verlengen, behoort één waarde van de kracht  $F$ .

Een bijzonder - en in de techniek veel voorkomend - voorbeeld is de viskeuze demper. De konstitutieve vergelijking van een lineair-viskeuze demper is van de vorm:

$$F = b \cdot v$$

waarbij  $b$  de zogenaamde dempingsconstante is.

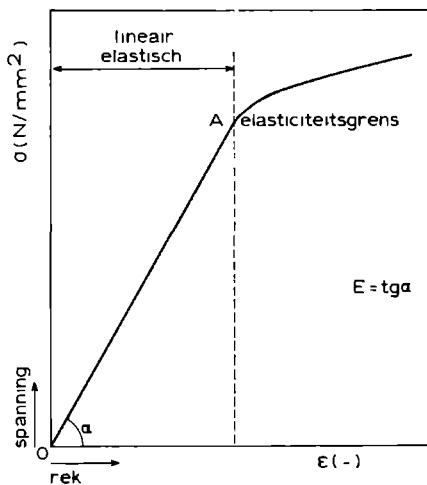
Uit het voorafgaande blijkt, dat de konstitutieve vergelijking in het algemeen een ingewikkelde vorm heeft. Aan de hand van twee bijzondere gevallen van verschijningsvormen van de konstitutieve vergelijking is een voorbeeld gegeven van lineair-elastisch en lineair-viskeus materiaalgedrag. In het algemeen wordt materiaalgedrag door een mengvorm van elastisch en viskeus gedrag gekarakteriseerd, te weten een complex visko-elastisch gedrag. Er is dan

soms wel sprake van een lineair verband tussen  $\sigma$  en  $\epsilon$ , maar dit verband blijkt dan bijvoorbeeld afhankelijk te zijn van de rek-snelheid, de belastingsnelheid of de tijd. Onder dergelijke omstandigheden moet er zeer voorzichtig met de - dan beslist niet geldige - elasticiteitstheorie worden omgesprongen.

#### 2.3.4 Materiaalkonstanten voor lineair elastisch materiaalgedrag

##### Elasticiteitsmodulus (E)

Bij een eenvoudig spanning-rek diagram, als in afbeelding 2.3 wordt weergegeven, is in het traject van 0 tot A de spanning nage-noege evenredig (proportioneel) met de rek.



Afb. 2.3 Spanning-rek diagram.

In dat traject bestaat een lineair verband tussen spanning en rek en geldt de wet van Hooke:

$$\sigma = E \epsilon$$

waarin E de materiaalkonstante 'elasticiteitsmodulus' of 'modulus van Young' voorstelt. De overgang van lineair naar niet-lineair

is een geleidelijke overgang. In de materiaalkunde wordt deze overgang de elasticiteitsgrens of proportionaliteitsgrens genoemd en gedefinieerd als de spanning waarbij meer dan een bepaald percentage afwijking optreedt tussen het werkelijke en het lineair veronderstelde verband. Voorbij de elasticiteitsgrens neemt de verlenging bij veel materialen steeds sneller toe en wijkt de spanning-rek relatie steeds meer af van lineair gedrag.

#### Dwarskontraktiecoëfficiënt ( $\nu$ )

Naast de reeds genoemde materiaalgrootheid  $E$  speelt nog een andere materiaalkonstante een rol bij karakterisering van het materiaalgedrag van een lineair-elastische staaf onder trekbelasting, te weten de dwarskontraktiecoëfficiënt ( $\nu$ ). Bij een proefstaaf onder axiale belasting als weergegeven in afbeelding 2.4 blijkt uit experimenten dat een axiale verlenging vergezeld gaat van een dwarskontractie.



Afb. 2.4 Kontractie van een proefstaafje als gevolg van trekspanning.

Is er bijvoorbeeld sprake van een ronde proefstaaf met oorspronkelijke diameter  $d_0$  dan wordt bij axiale belasting deze diameter  $d$ . Er blijkt dan te gelden:

$$\frac{d - d_0}{d_0} = -\nu \cdot \frac{l - l_0}{l_0} = -\nu \cdot \epsilon$$

De hierbij geïntroduceerde dwarskontractiecoëfficiënt (ook wel ratio van Poisson genoemd) heeft een waarde waarvoor steeds geldt:

$$0 \leq \nu < \frac{1}{2}$$

Axiale belasting van een proefstaaf in tegenovergestelde richting - drukbelasting - is in wezen identiek aan belasting door trek. Hierbij spelen dan ook dezelfde materiaalkonstanten een rol.

Bij andere belastingssituaties dan de zuivere trekproef - bijvoorbeeld bij wringing - spelen andere materiaalgrootheden, zoals de glijdingsmodulus, een rol.

#### Glijdingsmodulus (G)

Wanneer een holle, dunwandige cylinder aan een uiteinde met een wringend moment  $T$  wordt belast, verdraait het ene uiteinde ten opzichte van het andere ingekleurde uiteinde over een hoek  $\psi$  (zie afb. 2.5). De constitutieve vergelijking in een dergelijke situatie is analoog met die voor een trekstaaf:

$$T = f\left(\psi, \frac{d\psi}{dt}, \dots, t\right)$$

Om nu - evenals bij de trekstaaf - deze betrekking onafhankelijk te maken van de afmetingen, kan in plaats van met  $T$  beter gewerkt worden met de - gelijkmatig verdeeld gedachte - schuifspanning  $\tau$  en de afschuifhoek  $\gamma$ .

In een cylinder, zoals in afbeelding 2.5 is weergegeven, geldt met een goede benadering voor de afschuifhoek  $\gamma$ :

$$\gamma = \frac{BB'}{AB} = \frac{R \cdot \psi}{l} \quad (\gamma \ll 1)$$

$\tau$  is gekoppeld aan  $T$  en de afmetingen van de dwarsdoorsnede:

$$\tau = \frac{T}{2\pi d R^2}$$

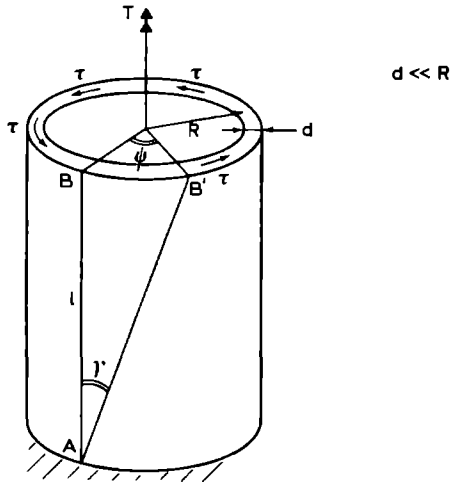
De constitutieve vergelijking is dan te schrijven als:

$$\tau = f\left(\gamma, \frac{d\gamma}{dt}, \dots, t\right)$$

Meer specifiek geldt bij lineair-elastisch materiaalgedrag dat deze schuifspanning evenredig is met de afschuifhoek (wet van Hooke) of in formulevorm:

$$\tau = G\gamma$$

waarin de evenredigheidsconstante  $G$  de glijdingsmodulus is.



Afb. 2.5 Holle, dunwandige cylinder bij belasting door een wringend moment.

#### Verband tussen $E$ , $G$ en $\nu$

Isotroop materiaal vertoont een richtingsonafhankelijk materiaalgedrag: de eigenschappen zijn in alle richtingen gelijk. Tussen de materiaalkonstanten, die een rol spelen bij lineair-elastisch isotroop gedrag - namelijk de elasticiteitsmodulus, de glijdingsmodulus en de dwarskontraktiecoëfficiënt  $\nu$ , bestaat de volgende relatie:

$$E = G \cdot 2(1 + \nu)$$

Voor beschrijving van een dergelijk materiaalgedrag zijn dus slechts twee materiaalkonstanten noodzakelijk.

## 2.4 KONTINUUM

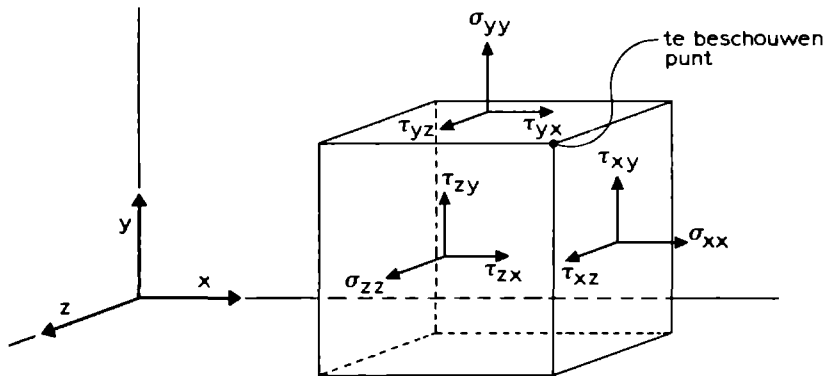
In het voorafgaande zijn de termen en begrippen steeds toegevoegd aan een eenvoudige staaf. Bij de beschouwingen van de spanningen, die in een staaf optreden, is impliciet uitgegaan van de vooronderstelling dat deze spanningen gelijkmatig verdeeld zijn over de hele staaf. Hetzelfde geldt voor de rekken. De grootte van de spanningen in een willekeurige doorsnede is dan overigens ook afhankelijk van het gekozen snedevlak en de beschouwde spanningskomponent (zie paragraaf 2.2).

Voor een uitvoerige bespreking van de spannings- en vervormingsleer wordt verwezen naar leerboeken op het terrein van de technische mechanica. In deze paragraaf wordt de situatie in een lichaam aangegeven, dat een willekeurige vorm heeft en op willekeurige wijze belast wordt. Bij beschouwing van de situatie in een punt ergens in een lichaam zijn verschillende snedevlakken door dat punt mogelijk en noodzakelijk om 'de spanningstoestand in dat punt' te karakteriseren.

### 2.4.1 Spanningstoestand

In de realiteit heeft men te maken met een drie-dimensionaal continuum. De spanningstoestand in een punt wordt dan door 6 spanningsgrootheden gekarakteriseerd. Bijvoorbeeld door de spanningen op drie, onderling loodrechte vlakken door dat punt (zie afb. 2.6). De grootheden, die in dit geval de spanningstoestand vastleggen, worden vaak - ten behoeve van theoretische beschouwingen - opgeborgen in de rijmatrix  $\bar{\sigma}$ :

$$\bar{\sigma} = \left[ \sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx} \right]$$



Afb. 2.6 Drie-dimensionale spanningstoestand in een punt.

Bij bekende spanningstoestand is het mogelijk een zodanige keuze van de - onderling loodrechte - snedevlakken te maken, dat de schuifspanningen gelijk zijn aan nul. De oriëntatie van deze vlakken, vastgelegd door de normaal op ieder vlak, wordt 'hoofd-richting' genoemd. De spanningstoestand wordt dan bepaald door:

1. de hoofdrichtingen (3 grootheden);
2. de bijbehorende 'hoofdspanningen' (de normaalspanning op juist deze vlakken; 3 grootheden).

In hoofdstuk 7 wordt bij de modelresultaten hierop teruggekomen.

#### 2.4.2 Rektoestand

Op soortgelijke wijze als bij de spanningen wordt de rektoestand in een punt bepaald door 6 rekgrootheden. Bijvoorbeeld de relatieve verlengingen in drie, onderling loodrechte, richtingen ( $\epsilon_{xx}$ ,  $\epsilon_{yy}$  en  $\epsilon_{zz}$ ) en de afschuifhoeken tussen deze richtingen ( $\gamma_{xy}$ ,  $\gamma_{yz}$  en  $\gamma_{zx}$ ). De rektoestand wordt dan vastgelegd door:

$$\bar{\epsilon} = [\epsilon_{xx}, \epsilon_{yy}, \epsilon_{zz}, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}]$$



Ook hierbij is het mogelijk, door geschikte keuze van de richtingen (de zogenaamde hoofdrichtingen), te bereiken dat de afschuifhoeken gelijk zijn aan nul. De rektoestand wordt dan gekarakteriseerd door deze richtingen en de verlengingen in die richtingen.

Voor isotroop materiaalgedrag vallen de hoofdrichtingen voor de spanningen en de rekken samen.

### 2.4.3 Konstitutief gedrag

Tussen de representant van de spanningstoestand,  $\bar{\sigma}$ , en de representant van de rektoestand,  $\bar{\epsilon}$ , bestaat een zekere relatie die bepaald wordt door het materiaalgedrag. Dat wil zeggen, er is een experimenteel vast te leggen verband tussen 6 grootheden enerzijds en 6 grootheden anderzijds.

Voor lineair-elastisch materiaalgedrag is dit een relatie, die beschreven wordt door een matrix van 36 componenten. Wanneer wordt aangenomen dat een materiaal zich isotroop (dus richtingsonafhankelijk) en homogeen (dus plaatsonafhankelijk) gedraagt, worden de  $\bar{\sigma}$  en  $\bar{\epsilon}$  aan elkaar gerelateerd door de twee materiaalconstanten  $E$  en  $\nu$ . In het geval dat het materiaal isotroop en inhomogeen is, zijn deze twee materiaalkarakteristieken van punt tot punt verschillend. Bij anisotroop en inhomogeen materiaalgedrag zijn per punt, in plaats van twee, een groot aantal materiaalkarakteristieken nodig om het gedrag te beschrijven.

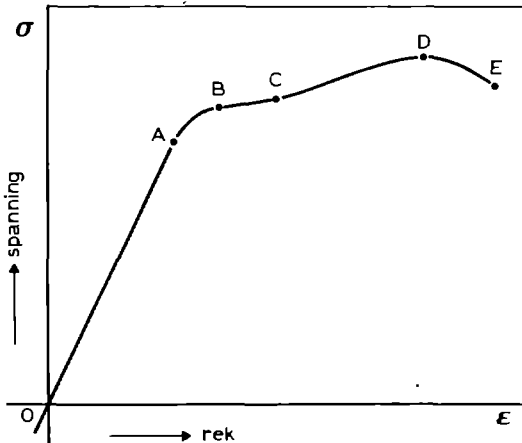
Wanneer het materiaalgedrag niet-lineair elastisch is, zijn de componenten van de matrix ingewikkelde functies, die het niet-lineaire verband weergeven.

Is er sprake van niet-lineair viskeus materiaalgedrag, dan is in deze ingewikkelde functies tevens de factor snelheid opgenomen.

Uit bovenstaande beschouwingen zal duidelijk zijn, dat een volledige karakterisering van materialen - en zeker biologische materialen - een bijzonder complexe zaak is, aangezien dit alles experimenteel dient te worden bepaald.

## 2.5 KRITERIA

In het voorafgaande zijn aan de hand van een proefstaaf een aantal mechanische grootheden besproken. Een belangrijke vraag, die bij mechanische analyses gesteld moet worden, is in hoeverre een bepaalde spanning en/of rek 'toelaatbaar' is. In dit verband is het zinvol om het spanning-rek diagram - zoals dat in het kort reeds in deelparagraaf 2.3.4 aan de orde is geweest - nogmaals nader te beschouwen. In afbeelding 2.7 is een uitgebreid spanning-rek diagram van een trekstaaf getekend voor het een of ander materiaal. Er is een aantal saillante punten en gebieden in de kurve aan te geven.



Afb. 2.7 Voorbeeld van een spanning-rek diagram.

Vanaf punt A (elasticiteitsgrens) wijkt de spanning-rek relatie steeds meer af van lineair gedrag. Bij B neemt de verlenging

van het proefstuk toe terwijl het rekken nauwelijks toeneemt. Het punt B is het zogenaamde vloeipunt (yield-point). Vloeien kan van materiaal tot materiaal verschillen van nauwelijks enige vloeitot zeer veel vloeit. Na het vloeien klimt de kurvetot D. Na punt D vindt afhankelijk van het materiaal in meer of mindere mate insnoering van de trekstaaf plaats waarna breuk optreedt bij E. De maximale spanning in deze eenvoudige spanningstoestand, vóórdat breuk ontstaat, wordt de maximale sterkte (D) genoemd. Indien breuk ontstaat als gevolg van trekspanning - zoals in dit voorbeeld - wordt deze eigenschap de treksterkte genoemd. Bij andere sterkte-bepalingen kan de breuk ontstaan als gevolg van druk of afschuiving. In die gevallen spreekt men respectievelijk van druksterkte en schuifsterkte. Er kan een aanzienlijk verschil bestaan tussen de trek- en druksterkte van een materiaal. Met name bros materiaal, zoals bijvoorbeeld glazuur of amalgaam, vertoont een groot verschil tussen treksterkte en druksterkte. Vaak treedt zelfs vóór het ontstaan van breuk reeds een ontoelaatbare situatie op. Het is zinvol een drietal categorieën van 'ontoelaatbare' gebeurtenissen te onderscheiden:

- a. te grote elastische rek;
- b. niet-elastisch materiaalgedrag;
- c. breuk.

Aan de hand van een aantal voorbeelden uit de tandheelkunde zullen deze criteria nader worden toegelicht.

### 2.5.1 Te grote elastische rek

Een gebogen orthodontische draad kan onder invloed van de aangebrachte kracht zodanig veel rekken, dat de krachtwerking op het te behandelen gedeelte van het tandkaakstelsel niet het beoogde effect heeft. De kritische faktor is in een dergelijke situatie de elastische rek, die optreedt.

In de partiële prothetiek worden ankers gebruikt voor retentie

en krachtoverbrenging. De rek in deze ankers kan zodanig zijn, dat de buiging ervan dermate groot is onder invloed van de kauwkrachten, dat een ongewenste situatie optreedt en het anker als orthodontische klammer gaat werken. Ook in deze situatie is een ongewenste, te grote elastische rek het belangrijkste criterium.

### 2.5.2 Niet-elastisch materiaalgedrag

Een situatie, waarbij orthodontische apparatuur of partiële prothesen plastisch vervormen onder invloed van de krachten waarmee ze worden belast, zal in het algemeen ontoelaatbaar geacht worden. De kritische grens hierbij is het optreden van plastische vervorming waar elastisch gedrag gewenst is.

Onder bepaalde omstandigheden vertoont amalgaam kruip. Kruip is gedefinieerd als het voortgaande rekken onder een konstante belasting. Bij sommige soorten amalgaam is de hoeveelheid kruip die optreedt dermate groot, dat dit tot ongewenste situaties zoals randbreuk leidt.

In alle bovengenoemde voorbeelden is sprake van het bereiken van ontoelaatbare situaties vóórdat er breuk optreedt.

### 2.5.3 Breuk

Het optreden van breuk is bijna altijd een ongewenste situatie. Breuk van een restauratie, prothese of orthodontisch apparaat heeft veelal onaanvaardbare effecten tot gevolg. In paragraaf 2.6 worden diverse testmethoden behandeld, die in de tandheelkunde worden gebruikt voor materiaalkundig onderzoek. Uit deze paragraaf is af te leiden dat breuk onder verschillende kondities kan plaats vinden. De testmethoden hebben met elkaar gemeen dat de (breuk)-eigenschappen onder relatief simpele spanningssituaties worden bepaald.

De spanningstoestand van een punt ergens in een lichaam is

meestal aanzienlijk gekompliceerder, zoals in paragraaf 2.4 is aangegeven. De sterkte van tandheelkundige materialen bij meer gekompliceerde spanningskondities is slechts zeer zelden onderwerp van onderzoek geweest.

Om nu op passende wijze in gekompliceerde spanningstoestanden - zoals die in de praktijk meestal voorkomen - de toelaatbare spanningen te bepalen, zijn diverse bezwijktheoriën ontwikkeld. Het doel van deze theoriën is het voorspellen van de bezwijkcondities (vloei of breuk). Hierbij wordt het bezwijkgedrag in simpele trek- of drukproeven bekend verondersteld. Vaak wordt ten behoeve van een bezwijkprothese een vergelijkspanning, ideële spanning of gereduceerde spanning berekend, welke wordt afgeleid uit de verschillende spanningskomponenten. Een in de techniek veel voorkomend bezwijkcriterium is dat van Maxwell-Hüber-Hencky-Von Mises. Deze hypothese veronderstelt dat een bepaalde energiemaat niet te groot mag worden. Er bestaan meerdere van deze criteria in de techniek. Een ander is bijvoorbeeld de hypothese van de grootste schuifspanning, het criterium van Coulomb-Guest-Mohr. Bij dit criterium is het bereiken van een zekere waarde van de grootste schuifspanning maatgevend.

Bij gebrek aan een bezwijkcriterium voor tandheelkundige materialen, zal bij de modelresultaten op een aantal plaatsen een vergelijkspanning gehanteerd worden, die gebaseerd is op het criterium van Maxwell-Hüber-Hencky-Von Mises. De ideële of vergelijkspanning, die volgens dit criterium kan worden bepaald, karakteriseert de totale spanningstoestand in één getal en wordt als volgt berekend uit de zes onafhankelijke spanningskomponenten:

$$\sigma_{\text{ideeël}} = \sqrt{\{(\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_z - \sigma_y)^2\}/2 + 3(\tau_{xz}^2 + \tau_{xy}^2 + \tau_{zy}^2)}$$

Er wordt in dit criterium echter geen onderscheid gemaakt tussen druk- en trekspanning. Als gevolg hiervan is de waarde als bezwijkcriterium voor tandheelkundige weefsels en materialen twijfelachtig, aangezien deze weefsels en materialen een aanzienlijk verschil vertonen tussen druk- en treksterkte (zie hoofdstuk 3).

Toch zal bij de modelresultaten in een aantal voorkomende gevallen met enige terughoudendheid een vergelijkspanning worden gehanteerd om de ernst van de spanningstoestand in een punt of een gebied te karakteriseren. Daar waar deze 'groot' is, worden de afzonderlijke spanningen aan een nadere beschouwing onderworpen.

## 2.6 TESTMETHODEN

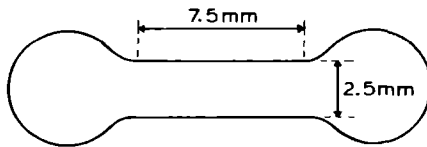
Om een beter oordeel te kunnen hebben over het belang dat gehecht mag worden aan de uitkomsten van materiaalkundig onderzoek, wordt in deze paragraaf een korte beschrijving gegeven van de testmethoden, die bij de literatuurstudie in hoofdstuk 3 aan bod komen. Het doel van mechanische beproevingsmethoden is het vaststellen van de eigenschappen van materialen en het vastleggen daarvan in getallen. De testmethoden worden enerzijds uitgevoerd ter bepaling van materiaalkonstanten als  $E$  en  $\nu$ , anderzijds ter bepaling van de grens van ongewenst gedrag (sterkte-eigenschappen). Bij het gebruik van dergelijke begrippen, dient men zich steeds te realiseren, dat deze afhankelijk zijn van de wijze waarop het materiaal wordt beproefd. Dit geldt in het bijzonder voor de sterkte. Om vergelijkbare resultaten te verkrijgen uit de testen, zijn de vorm van de proefstukjes en de uitvoering van de proeven dikwijls bij onderlinge afspraak vastgelegd.

### 2.6.1 Trekproef

Met behulp van de trekproef zijn grootheden als elasticiteitsmodulus, ratio van Poisson en treksterkte te bepalen. Een veel gebruikt apparaat voor het meten van deze grootheden is de zogenaamde trekbank. In dit apparaat wordt een proefstukje op trek (en soms op druk) belast. Zowel de uitgeoefende trekkracht (of drukkracht) alsook de korresponderende verlenging (of verkorting) worden geregistreerd. Om betrouwbare gegevens te verkrijgen is het enerzijds noodzakelijk nauwkeurig te registreren en anderzijds is het van groot belang dat het proefstukje aan een aantal eisen voldoet. Voor voldoende betrouwbaarheid is het noodzakelijk een redelijk homogene spanning-rek situatie in de proefstukjes te kreëren. Om te vermijden dat randeffekten de testresultaten beïnvloeden, worden eisen gesteld aan de wijze van inklemming en krachtleiding en de

verhouding tussen de afmetingen van de proefstukjes. Doordat de anatomie van de tandkroon een vaststaand gegeven is, kunnen deze norm-afmetingen meestal niet bereikt worden voor proefstukjes van tandweefsel. Een tamelijk grote spreiding in de gevonden waarden is een mogelijk gevolg hiervan.

In sommige proeven wordt een knopvormig proefstukje (zie afb. 2.8) gebruikt: de uiteinden zijn dikker dan het middengedeelte. De vorm van de overgang van het dünnere middengedeelte naar het dikkere uiteinde dient aan bepaalde voorwaarden te voldoen. Een te scherpe overgang geeft aanleiding tot een voortijdige breuk, aangezien in een dergelijke overgang plaatselijk spanningsconcentraties ontstaan. Op het prismatische middengedeelte, dat voor meting dient, wordt de meetlengte uitgezet. De verlenging wordt bepaald door meting van dit gedeelte vóór en ná het rekken.

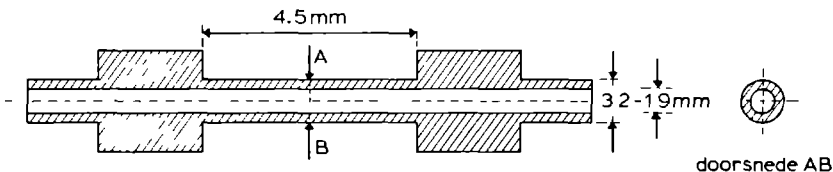


Afb. 2.8 Schematische weergave van een knopvormig proefstukje volgens Bowen & Rodriguez (1962)

Hierbij kan worden aangetekend dat in de techniek gestreefd wordt naar proefstukjes met een lengte-diameter verhouding van 10:1 om de randeffekten zoveel mogelijk te beperken. Bij gebruik van kleine proefstukjes als in afbeelding 2.8 kan deze zogenaamde slankheidsverhouding niet bereikt worden. Aangenomen moet worden dat de meetresultaten hierdoor minder betrouwbaar worden.

Sommige onderzoekers hebben trekproeven uitgevoerd met holle, buisvormige proefstukjes van een vorm als in afbeelding 2.9 is weergegeven. De wijze van inklemming en de argumentatie voor het gebruik van dergelijke proefstukjes is ons niet bekend.



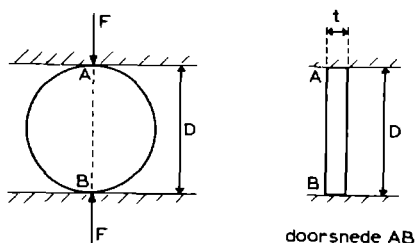


Afb. 2.9 Schematische weergave van een hol proefstukje van dentine volgens Lehman (1967)

De wijze van krachtinleiding hierbij lijkt echter erg ongunstig en kan aanleiding vormen tot experimentele fouten. Tevens kan een vraagteken gezet worden bij de betrouwbaarheid van de uitkomsten in verband met de lengte-diameter verhouding van deze proefstukjes.

### 2.6.2 Diametrale test

Een vergelijkende methode om de treksterkte van bros materiaal te meten is de diametrale test (Mitchell (1961)). Een kort cilindervormig proefstaafje wordt onder druk belast totdat breuk optreedt (zie afb. 2.10).



Afb. 2.10 Diametrale test.

De druk die op het proefstaafje wordt uitgeoefend leidt ook tot trekspanningen. Bij deze test staat de treksterkte ( $\sigma_{tr}$ ) in navolgende relatie tot de maximaal uit te oefenen kracht ( $F_{b(reuk)}$ ) en de dikte ( $t$ ) en diameter ( $D$ ) van het proefstaafje:

$$\sigma_{tr} = \frac{2F_b}{\pi Dt}$$

Bij deze formule is verondersteld dat het materiaal homogeen en isotroop is. Tevens wordt ervan uitgegaan dat de krachtleiding wrijvingsloos plaats vindt. Dit is echter experimenteel zeer moeilijk te bewerkstelligen.

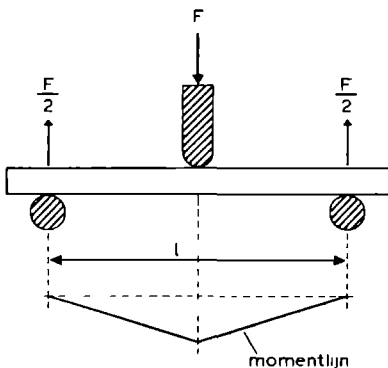
### 2.6.3 Drukproef

Met behulp van de drukproef kunnen elasticiteitsmodulus en druksterkte worden bepaald. De proefstaafjes, die bij een drukproef gebruikt worden, zijn meestal cilindervormig, waarbij de hoogte gelijk is aan één- of tweemaal de diameter. Bij een grotere lengte-diameter ratio bestaat de kans dat het proefstukje knikt. Het proefstaafje wordt in een trekbank op druk belast en de verkorting wordt gemeten. Bij het bereiken van de druksterkte bezwijkt het proefstukje plotseling.

Een bron voor experimentele fouten is de vooronderstelling dat de deformatie over de gehele lengte van het proefstukje gelijkmatig verdeeld optreedt. De storende inklemeffekten tracht men teniet te doen door het hanteren van ijktabellen. Deze worden opgesteld door soortgelijke procedures uit te voeren met materialen, waarvan de eigenschappen bekend zijn. Naast reeds genoemde experimentele fouten wordt bovendien nog een fout geïntroduceerd door de onmogelijkheid om de uiteinden van de proefstukjes volkomen parallel te prepareren. Hierdoor kan geen gelijkmatige verdeling van de kracht over het oppervlak plaats vinden. Na correctie van de gemeten waarden - voor zover mogelijk - wordt een spanning-rek diagram uitgezet en kan de waarde van de elasticiteitsmodulus worden bepaald.

## 2.6.4 Buigproef

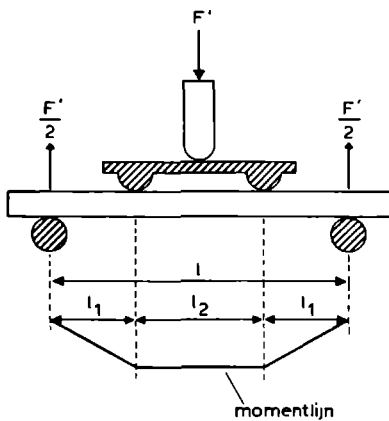
Enkele onderzoekers gebruiken een driepunts- of vierpuntsbuigproef ter bepaling van de elasticiteitsmodulus en de buigsterkte. Bij deze proef wordt een proefstaafje, dat op twee steunrollen is gelegd, gebogen, óf door één in het midden drukkend stempel (driepuntsbuigproef) óf door twee gekoppelde stempels, die zich symmetrisch tussen de steunrollen bevinden (vierpuntsbuigproef). De belastingssituaties bij deze buigproeven worden schematisch weergegeven in de afbeeldingen 2.11 en 2.12. Bij de driepuntsproef is het buigende moment in het midden het grootst en neemt in de richting van de steunpunten lineair af tot nul. Bij de vierpuntsbuigproef heerst in het hele gebied tussen de beide stempels eenzelfde moment; daarbuiten neemt het naar de steunpunten toe eveneens lineair af tot nul.



moment in het midden:

$$\frac{F}{2} \cdot \frac{l}{2}$$

Afb. 2.11 Principe van de driepuntsbuigproef; weergave van de momentlijn.



konstant moment tussen  
de drukpunten:

$$\frac{F'}{2} \cdot l_1$$

Afb. 2.12 Principe van de vierpuntsbuigproef; weergave van de momentlijn.

De optredende vervorming wordt bij de driepuntsbuigproef meestal bepaald door de doorbuiging ( $u$ ) in het midden te meten. Bij de vierpuntsbuigproef meet men de kromtestraal of de doorbuiging van het middengedeelte. De doorbuiging onder invloed van een bepaalde kracht is een maat voor de elastische eigenschappen. De uitgeoefende kracht en de doorbuiging worden tegelijkertijd geregistreerd. De elasticiteitsmodulus is een functie van kracht, doorbuiging en afmetingen van het proefstaafje. Bij de driepuntsbuigproef wordt dit voor een proefstuk met rechthoekige dwarsdoorsnede als volgt in formulevorm uitgedrukt:

$$E = \frac{F \cdot l^3}{4bh^3 u}$$

Hierin is:

$l$  = lengte       $h$  = hoogte  
 $b$  = breedte     $u$  = doorbuiging

De kracht en doorbuiging worden gemeten en bij bekende afmetingen van het proefstaafje is de elasticiteitsmodulus te berekenen. Ook hieraan ligt de vooronderstelling ten grondslag dat het materiaal homogeen, isotroop en elastisch gedrag vertoont. Bij de driepuntsbuigproef breekt de staaf meestal in het midden, zelfs als vrij dicht daarnaast een zwakke plek in de staaf zit. Bij de vierpuntsbuigproef is tussen de drukpunten het buigende moment overal hetzelfde: de staaf zal dus breken op de zwakste plek. Het gevolg is dat de buigsterkte bepaald met de driepuntsbuigproef in het algemeen hoger ligt dan bij bepaling door middel van de vierpuntsbuigproef. Onder buigsterkte wordt de trekspanning verstaan in het buitenste gedeelte van het proefstukje op het moment van breken. De buigsterkte is echter dermate afhankelijk van de dimensies van het proefstukje, dat het niet gewenst lijkt deze bij het verdere onderzoek te betrekken.

#### 2.6.5 Ponstest

Ter bepaling van de schuifsterkte wordt in de tandheelkundige materiaalkunde gebruik gemaakt van een ponstest. Hierbij worden schijfjes materiaal uit een plat proefstukje geponst. De schuifsterkte wordt bepaald door de belasting - nodig voor afschuiving - te delen door de oppervlakte waarover afschuiving plaats vindt. Bepaling van de schuifsterkte met een dergelijke ponstest is echter een dermate ruwe methode, dat het tot nogal twijfelachtige resultaten leidt. Reden om de schuifsterktebepalingen buiten de literatuurstudie te houden.

#### 2.6.6 Ultrasone technieken

Ter bepaling van mechanische eigenschappen zijn het laatste decennium diverse ultrasone methoden ontwikkeld, zoals bijvoorbeeld interferentie- en kritische reflektietechniek. Bij deze technieken

wordt uitgegaan van een homogene massaverdeling en elastisch materiaalgedrag. Ultrageluid werd gebruikt ter bepaling van de mechanische eigenschappen van runderglazuur: Gilmore et al (1969), Lees & Rollins (1972) en Davidson (1973). Echter geen der onderzoekers heeft gegevens gepubliceerd over humaan glazuur. Deze onderzoeken worden daarom niet bij de literatuurstudie betrokken.

Sommige onderzoekers bepaalden mechanische eigenschappen van tandheelkundige materialen via ultrasoon onderzoek bij hoge druk (Nakayama et al (1974)). Door gebruik te maken van hoge druk apparatuur werd poreusiteit in de proefstukjes onderdrukt en werden waarden verkregen bij ideale dichtheid. Door extrapolatie werden hieruit de atmosferische waarden berekend. Aangezien ideale dichtheid bij klinische omstandigheden nooit te bereiken is, worden deze onderzoeken niet vermeld bij de literatuuroverzichten.

## 2.7 REFERENTIES

BOWEN, R.L. & RODRIGUEZ, M.S.: Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J.amer.dent.Ass. 64: 378-387 (1962)

DAVIDSON, C.L.: Ontharding van glazuur; een fysisch-chemisch model van carieus glazuur. Dissertatie, Groningen (1973)

GILLMORE, R.S.; POLLACK, R.P. & KATZ, J.L.: Elastic properties of bovine dentine and enamel. Archs. oral Biol. 15: 787-796 (1969)

LEES, S. & ROLLINS, F.R.: Anisotropy in hard dental tissues. J. Biomech. 5: 557-566 (1972)

LEHMAN, M.L.: Tensile strength of human dentin. J.dent.Res. 46: 197-201 (1967)

MITCHELL, N.B.: The indirect tension test for concrete. Bull.amer. Soc. Testing Mater. 1: 780-788 (1961)

NAKAYAMA, W.T.; HALL, D.R.; GRENOBLE, D.E. & KATZ, J.L.: Elastic properties of dental resin restorative materials. J.dent.Res. 53: 1121-1126 (1974)





- 3.1 inleiding
- 3.2 relevante factoren bij weefselonderzoek
  - 3.2.1 variaties in species
  - 3.2.2 voorwaarden ten aanzien van proefstukjes
  - 3.2.3 testkondities
- 3.3 tandweefsels en tandheelkundige materialen
  - 3.3.1 glazuur
  - 3.3.2 dentine
  - 3.3.3 amalgaam
  - 3.3.4 komposiet
  - 3.3.5 onderlaag
- 3.4 mechanische eigenschappen op grond van literatuurgegevens
  - 3.4.1 mechanische eigenschappen van humaan glazuur
    - 3.4.1.1 literatuuroverzicht
    - 3.4.1.2 discussie
    - 3.4.1.3 samenvatting
  - 3.4.2 mechanische eigenschappen van dentine
    - 3.4.2.1 literatuuroverzicht
    - 3.4.2.2 discussie
    - 3.4.2.3 samenvatting
  - 3.4.3 mechanische eigenschappen van amalgaam
    - 3.4.3.1 literatuuroverzicht
    - 3.4.3.2 discussie
    - 3.4.3.3 samenvatting
  - 3.4.4 mechanische eigenschappen van komposiet
    - 3.4.4.1 literatuuroverzicht
    - 3.4.4.2 discussie
    - 3.4.4.3 samenvatting
  - 3.4.5 mechanische eigenschappen van calciumhydroxide-onderlaag
    - 3.4.5.1 literatuuroverzicht
    - 3.4.5.2 discussie
    - 3.4.5.3 samenvatting
  - 3.4.6 samenvattende konklusie
- 3.5 referenties

### 3.1 INLEIDING

Het doel van dit hoofdstuk is het geven van een literatuuroverzicht met betrekking tot de fysische, meer in het bijzonder de mechanische, eigenschappen van tandweefsels en tandheelkundige materialen, die van belang zijn voor het onderzoek. In de inleiding wordt in het kort ingegaan op de historie van experimenteel onderzoek en de problemen die bij dergelijk onderzoek optreden. In paragraaf 3.2 worden enkele factoren besproken, die van invloed kunnen zijn op experimentele gegevens van weefsels. Paragraaf 3.3 geeft een korte beschrijving van structuur en samenstelling van tandweefsels en tandheelkundige materialen. De literatuurstudie (3.4) betreft achtereenvolgens de mechanische eigenschappen van tandweefsels en tandheelkundige materialen. De gerapporteerde gegevens worden per weefsel of materiaal nader toegelicht. Dit alles resulteert in wijze van schematisering en in keuze van waarde voor de materiaaleigenschappen, die gebruikt zullen worden bij de modelvorming.

Over mechanische eigenschappen van tandheelkundige materialen zijn veel gegevens gepubliceerd in standaardwerken en tandheelkundige tijdschriften. In vergelijking hiermee zijn relatief weinig onderzoeksgegevens beschikbaar over mechanische eigenschappen van de biologische weefsels. In eerste instantie kan dit verbazing wekken. Naast vele andere factoren is een gelijksoortig mechanisch gedrag van te vervangen tandweefsel en restauratiemateriaal immers eveneens van belang. Wanneer de mechanische eigenschappen of de wijze van hechting van een bepaald restauratiemateriaal aanzienlijke verschillen vertonen met die van het natuurlijke, te vervangen tandweefsel dan zal het gerestaureerde element bij dezelfde mechanische stimuli afwijkend gedrag vertonen ten opzichte van het oorspronkelijke gebitselement. Wil men verloren gegaan tandweefsel vervangen door een restauratiemateriaal of nieuwe tandheelkundige

### 3.2

restauratiematerialen evalueren, dan dienen dus mechanische eigenschappen van dat tandweefsel als eerste bekend te zijn. Onderzoek hiervan wordt echter bemoeilijkt, doordat er een grote spreiding bestaat per persoon en per gebitselement voor iedere relevante mechanische eigenschap. Kennis van mechanische eigenschappen van harde tandweefsels kan tevens van belang zijn bij het ontwikkelen van nieuwe kaviteitsontwerpen.

Het onderzoek naar mechanische eigenschappen van tandweefsels is in de negentiende eeuw gestart door Wertheim (1847) en Black (1895). Tot het midden van de twintigste eeuw werden de mogelijkheden om de mechanische eigenschappen van deze weefsels te bestuderen en te meten vooral beperkt door de moeilijkheid om proefstukjes te prepareren, die geschikt waren om eigenschappen te bepalen, zoals bijvoorbeeld de modulus van Young. Bovendien waren er geen bruikbare meetinstrumenten beschikbaar om optredende krachten en deformaties nauwkeurig te meten. Het merendeel van de in die tijd beschikbare meetapparatuur was ontworpen voor het meten aan tamelijk grote, droge proefstukjes.

Na de vijftiger jaren kwamen verscheidene experimentele technieken ter beschikking voor onderzoek naar elastische eigenschappen van tandweefsels. De introductie van gevoelige verplaatsingsmeters en andere instrumenten om kleine veranderingen in afmeting te bepalen, maakte onderzoek mogelijk naar de eigenschappen van deze weefsels bij druk en trek. Gewoonlijk werden verplaatsingsmeters in combinatie met druk- en trekapparatuur gebruikt om de verschillende mechanische eigenschappen aan standaardproefstukjes te onderzoeken.

Het probleem om voldoende aanbod van gezond humaan tandweefsel te verkrijgen is door enkele onderzoekers schijnbaar omzeild door gebruik te maken van bepaalde dierlijke substituten. Hierdoor wordt echter een nieuw probleem geïntroduceerd, dat zonder betrouwbare experimenten met humaan materiaal niet is op te lossen. Namelijk de onwetendheid in hoeverre dierlijke substituten, wat

betreft weefseleigenschappen, gelijkwaardig zijn aan humaan materiaal.

De kleine afmetingen bij menselijke gebitselementen gaven aanleiding tot vele moeilijkheden bij het prepareren en verwerken van de proefstukjes. Toch zijn er onderzoekers geweest, die mechanische eigenschappen van de tandweefsels hebben kunnen bepalen. Kleine proefstukjes van glazuur en dentine werden vervaardigd in de vorm van staafjes met een ronde of rechthoekige doorsnede. Door de vorm van de glazuurkap in de kroon is er slechts een beperkte keuzemogelijkheid ten aanzien van de richting van de staafjes, aangezien deze in verband met de betrouwbaarheid van de proeven bepaalde afmetingen dienen te bezitten. De proefstaafjes werden in axiale richting op druk of trek belast en de verkorting, respectievelijk verlenging, werd gemeten. Dergelijke experimenten hebben waarden opgeleverd voor verscheidene mechanische eigenschappen, waaronder de modulus van Young. De gebruikte experimentele technieken zijn beschreven in paragraaf 2.7.

De meeste onderzoeksmethoden gaan - vaak onuitgesproken - uit van homogeen en isotroop materiaalgedrag. Het bepalen van anisotrope mechanische eigenschappen is een nog veel complexer gebeuren. De variatie in geometrie en in elastische eigenschappen van menselijk glazuur, over zeer kleine afstanden en wellicht in verschillende richtingen, maakt het tot op heden onmogelijk om proefstukjes te prepareren, die geschikt zijn voor deze technieken.

## 3.2 RELEVANTE FAKTOREN BIJ WEEFSELONDERZOEK

Het verdient de voorkeur gegevens over weefseleigenschappen, die nodig zijn voor een mechanische analyse, te verkrijgen uit in vivo experimenten. Hierbij stuit men echter op velerlei problemen. Vandaar dat gebruik wordt gemaakt van resultaten van in vitro onderzoek aan kleine proefstukjes. Bij het uitvoeren van in vitro metingen dient men zich ervan bewust te zijn dat de fysische eigenschappen van de meestal kleine proefstukjes beïnvloed worden onder meer door het feit, dat deze uit hun natuurlijke omgeving verwijderd zijn.

### 3.2.1 Variaties in species

Vanwege het feit dat het moeilijk is om geschikt humaan materiaal te verkrijgen voor proefstukjes, hebben veel onderzoekers de eigenschappen onderzocht van dierlijke weefsels. Ofschoon dit materiaal uitermate geschikt is voor het testen en ontwikkelen van experimentele apparaten en technieken, is het in principe onjuist om uit te gaan van de veronderstelling, dat deze weefsels zowel in histologisch alsook in mechanisch opzicht gelijk zijn voor alle species. Een goed voorbeeld van de verschillen die kunnen optreden, werd geleverd door McLeish & Habboobi (1971). Deze onderzoekers toonden aan dat dierlijk kortikaal bot een waarde voor de modulus van Young bezit, die ongeveer tweemaal zo groot is als die van het overeenkomstige humane weefsel.

### 3.2.2 Voorwaarden ten aanzien van proefstukjes

De eisen, waaraan de te onderzoeken proefstukjes moeten voldoen, staan in directe relatie tot de waarden van de eigenschappen, die uit de in vitro metingen verkregen worden. Tandweefsels zijn biologische, levende materialen met een eigen humorale voorziening.

Zij zijn - in tegenstelling tot niet-biologische materialen - voornamelijk samengesteld uit cellen en intercellulaire substantie. Het is belangrijk dat het te onderzoeken weefsel niet uitgedroogd is. Talrijke onderzoekers (onder andere Evans & Lebow (1951) en Tyldesley (1959)) hebben aangetoond dat de stijfheid van bot, dentine en glazuur bij uitdroging in belangrijke mate toeneemt.

Een andere belangrijke faktor is de oorspronkelijke lokalisatie van het proefstukje in het gebitselement. Stanford et al toonden in 1960 aan dat knobbelglazuur een grotere elasticiteitsmodulus bezit dan bijvoorbeeld labiaal glazuur. Hiermee kan rekening worden gehouden bij de keuze van waarden, die bij de modelvorming worden gebruikt.

Glazuur bezit een morfologische structuur die richtingsafhankelijk is. Bij onderzoek van glazuur kan het derhalve van belang zijn dat de richting van de weefselstructuur in de proefstukjes wordt vermeld. Hoewel ook dentine een richtingsafhankelijke structuur bezit, wordt dit weefsel over het algemeen beschouwd als een materiaal, dat isotroop gedrag vertoont.

### 3.2.3 Testkondities

Het is bij literatuuronderzoek van belang na te gaan welke vooronderstellingen gedaan zijn over de aard van de konstitutieve vergelijkingen in het onderzochte belastingsgebied. In dit kader wordt aandacht besteed aan de testkondities van de onderzoekingen. Helaas is bij het bestuderen van de literatuur gebleken, dat in publikaties over materiaalgedrag van materialen, die in de tandheelkunde gebruikt worden, lang niet altijd duidelijk wordt gemaakt of, en zo ja welke, konstitutieve vergelijkingen gehanteerd zijn. Dit feit heeft ertoe geleid dat de onderlinge vergelijkbaarheid van gevonden waarden bemoeilijkt wordt. De bruikbaarheid van sommige gegevens voor de modelvorming van het onderhavige onderzoek wordt hierdoor beperkt.

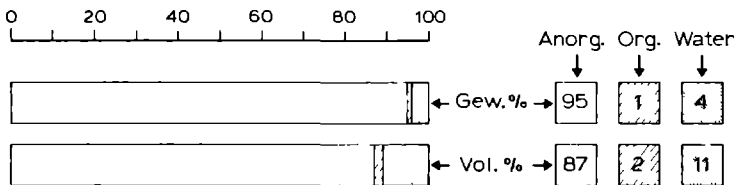
### 3.3 TANDWEEFSELS EN TANDHEELKUNDIGE MATERIALEN

Deze paragraaf geeft een korte beschrijving van de structuur en samenstelling van tandweefsels en tandheelkundige materialen. Voor zover het tandweefsels betreft wordt aandacht besteed aan glazuur en dentine. Pulpaweefsel wordt niet apart besproken; bij de modelvorming zal de pulpaholte in mechanisch opzicht als leeg beschouwd worden. Ten aanzien van tandheelkundige materialen worden achtereenvolgens die materialen besproken, die bij de modelvorming gehanteerd worden: amalgaam, komposiet en onderlaag.

#### 3.3.1 Glazuur

Het tandglazuur bedekt dat gedeelte van een gebitselement, dat onder fysiologische omstandigheden blootstaat aan het orale milieu. Het is het meest gemineraliseerde en derhalve tevens het hardste weefsel van het menselijk lichaam.

Glazuur bestaat voor 95 gewichtsprocent (gew.%) uit anorganisch materiaal, voor 1 gew.% uit organisch materiaal en voor het overige uit water (Miles (1967)). Aangezien het soortelijk gewicht van het anorganisch materiaal ongeveer driemaal zo groot is als dat van het organisch materiaal, is het volumepercentage aan organisch materiaal veel groter dan het gewichtspercentage. De relatie tussen de componenten, uitgedrukt in volumeprocenten (vol.%), geeft een beter beeld van de samenstelling. Ongeveer 87 vol.% van volgroeid humaan glazuur bestaat uit anorganisch materiaal, 11 vol.% wordt ingenomen door water en de resterende 2% van het totale volume bestaat uit organisch materiaal (afb. 3.1). De organische component van het glazuur bestaat uit een matrix van fibrillen, bestaande uit enameline (eiwitten), lipiden en citraten. De minerale component van glazuur bestaat voornamelijk (90 vol.%) uit  $\text{Ca}^{++}$ ,  $\text{PO}_4^{3-}$  en  $\text{OH}^-$  ionen in de vorm van hydroxylapatiet ( $\text{Ca}_{10}(\text{OH})_2(\text{PO}_4)_6$ ); daarnaast bevat dit gedeelte van het glazuur



Afb. 3.1 Schematische weergave van de samenstelling van glazuur

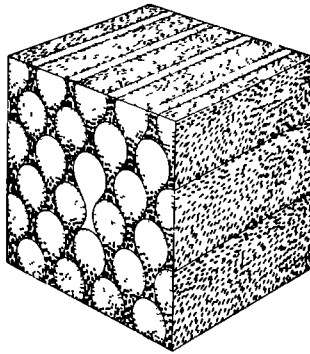
nog een aantal andere mineralen en diverse sporenelementen. Glazuur is in geringe mate permeabel voor water, waardoor een ionenuitwisseling in en door het glazuur mogelijk is. Tijdens de tandontwikkeling wordt het hydroxylapatiet afgezet in de organische matrix. Dit calcifikatieproces begint aan de glazuur-dentinegrens en zet zich voort naar het glazuuroppervlak. Nadat het glazuur gevormd is, vindt er geen cellulaire activiteit meer plaats. Hierdoor is bij beschadiging, bijvoorbeeld door een kariësproces, herstel langs fysiologische weg onmogelijk geworden.

De glazuurlaag varieert nogal in dikte tussen verschillende lokaties in één element en tussen de diverse gebitselementen onderling. De dikste glazuurlaag bevindt zich bij incisale randen en knobbels. De glazuurlaag loopt vandaar naar de cervikale rand toe dun uit. De dichtheid van glazuur neemt af van het oppervlak naar de glazuur-dentinegrens en van okklusaal naar cervikaal. De hardheid neemt eveneens af van okklusaal naar cervikaal.

Op mikroskopisch nivo (lichtmikroskopie: details > 0,2 µm waarneembaar) is glazuur samengesteld uit miljoenen glazuurprisma's. Een dergelijk prisma - een gekalcificeerd staafje - vormt de elementaire morfologische eenheid waaruit het glazuur is opgebouwd. In principe lopen deze prisma's door de totale dikte van de glazuurlaag heen, van de glazuur-dentinegrens tot aan het



glazuuroppervlak, waar ze in een rechte hoek ten opzichte van het oppervlak eindigen. De gemiddelde diameter van een prisma is 4-5  $\mu\text{m}$ , maar dit varieert sterk, aangezien het buitenoppervlak veel groter is dan het korresponderende dentineoppervlak. De prisma's hebben de vorm van een sleutelgat en verlopen in arkadevormige rijen, die in elkaar vallen (afb. 3.2).

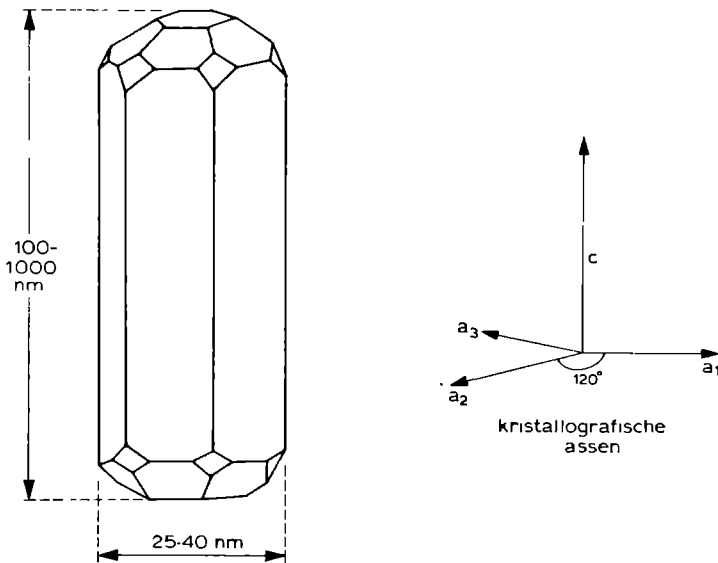


Afb. 3.2 Schematische voorstelling van de oriëntatie van de apatietkristallieten in de glazuurprisma's (Meckel et al (1965)).

De prisma's zijn in de omgeving van de glazuur-dentine grens evenwijdig aan elkaar maar naar het glazuuroppervlak toe gaat deze parallelle oriëntatie verloren en vormen zij een aprismatische buitenlaag ter dikte van 20-30  $\mu\text{m}$ . Deze willekeurig georiënteerde laag is bij de meeste blijvende elementen en bij alle melkelementen aanwezig (Ripa et al (1966)). De aprismatische laag bedekt niet altijd het gehele buitenoppervlak, maar verdwijnt lokaal waarschijnlijk als gevolg van een slijtageproces (abrasie). De binnenste 5-15  $\mu\text{m}$  van het glazuur vertonen evenmin een prisma-patroon als gevolg van het vroege ontwikkelingsstadium en bestaat voornamelijk

uit matrix.

Op submikroskopisch nivo (elektronenmikroskopie: ultra-structuren waarneembaar tot 0,3 nm) blijken de glazuurprisma's apatietkristallieten te bevatten in een zeer dichte waaivormige pakking. De apatietkristallieten bezitten een diskrete oriëntatie binnen de prisma's. In het ronde deel (kop van het sleutelgat) verlopen de apatietnaaldjes evenwijdig aan de prisma-as, terwijl hun richting in de baard geleidelijk verandert, totdat zij een hoek van  $60-70^{\circ}$  met de prisma-as maken. Op de prismagrens treedt een abrupte richtingsverandering op (zie afb. 3.2). Deze apatietkristallieten geven de prisma's hun specifieke structuur en sterkte. In de aprismatische laag staan de kristallieten ongeveer loodrecht op het buitenoppervlak (Gwinnett (1967)) en zijn nog dichter gestapeld dan in prismatisch glazuur (Speirs (1971)).



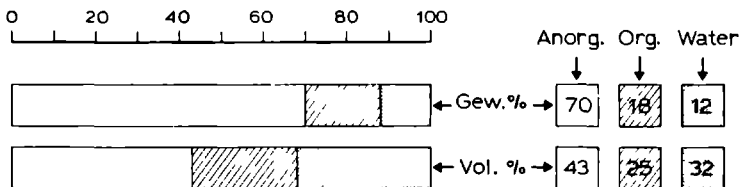
Afb. 3.3 Schematische voorstelling van een apatietkristalliet uit het glazuur en zijn kristallografische assen (Davidson (1973))

De kristallieten, die de anorganische component van het glazuur vormen, zijn hexagonaal van vorm (lengte circa 100-1000 nm, diameter 25-40 nm) en worden omgeven door een watermantel. Het hexagonale systeem, waartoe de apatietkristalliet behoort, wordt gekenmerkt door een zesvoudige longitudinale symmetrie-as (C-as), die loodrecht op drie equivalente coördinaat-assen staat ( $a_1$ ,  $a_2$  en  $a_3$ ), die hoeken van  $120^\circ$  met elkaar maken (afb. 3.3).

### 3.3.2 Dentine

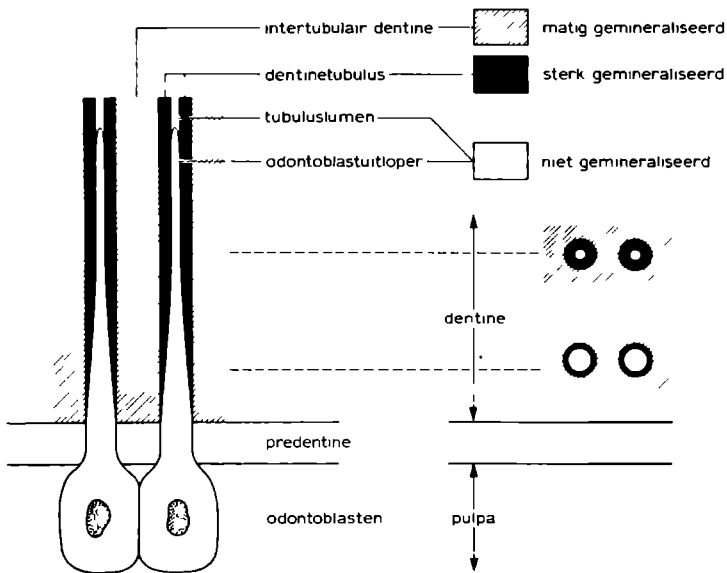
Een gebitselement bestaat voor het grootste gedeelte uit dentine. Het dentine omgeeft het centraal gelegen, zachte pulpa-weefsel - uitgezonderd ter hoogte van het foramen apicale - en bestaat uit gemineraliseerd bindweefsel zonder bloedvaten of zenuwvezels. Het kroon gedeelte van het dentine wordt bedekt door de glazuurkap; het wortelcement bedekt het dentine in de wortel.

De globale chemische samenstelling van dentine is 70 gew.% anorgonisch en 18 gew.% organisch materiaal; de overige 12 gew.% bestaat uit water (Miles (1967)). Als gevolg van de normale toename in mineralisatie van dentine, nadat de tand volledig is afgevormd, varieert de chemische samenstelling afhankelijk van de leeftijd van het element. Beschouwen we de volumepercentages, dan blijkt - in vergelijking met glazuur - een naar verhouding groter gedeelte van dentine uit organisch materiaal en water te bestaan (afb. 3.4).



Afb. 3.4 Schematische weergave van de samenstelling van dentine

Het anorganisch deel van dentine bestaat voornamelijk uit hydroxylapatietkristallen, die opgebouwd zijn uit duizenden kristallietten ( $\text{Ca}_{10}(\text{OH})_2(\text{PO}_4)_6$ ). Daarnaast bevat het tevens enkele amorphe calciumfosfaten, anorganische zouten en sporenelementen. Dentine is duidelijk minder gemineraliseerd en derhalve minder hard dan glazuur. De mate van mineralisatie van dentine is niet homogeen: het dentine in de naaste omgeving van de tubuli is hypergecalcificeerd en minder poreus dan het intertubulaire dentine. De apatietkristallieten in dentine hebben dezelfde hexagonale vorm als de kristallieten in het glazuur, maar de afmetingen ervan zijn kleiner. De dentinekristallieten hebben een lengte van 30-60 nm en een diameter van circa 3,5 nm. Het organisch deel van dentine bestaat voor 93 vol.% uit collageen en voor het overige uit lipiden en citraten.



Afb. 3.5 Schematische voorstelling van de structuur van dentine.

Dentine en pulpa liggen niet alleen topografisch dicht bij elkaar, maar er bestaat tevens een duidelijke relatie tussen deze weefsels wat betreft ontwikkeling en functie. Dentine is opgebouwd uit de volgende structurele eenheden: dentinetubuli, odontoblasten-uitlopers en intertubulair dentine (afb. 3.5).

De vorming van dentine vindt plaats vanuit de odontoblasten, die deel uitmaken van de cellulaire component van het pulpaweesel. In tegenstelling tot de cellen die glazuur vormen (ameloblasten), verdwijnen de odontoblasten niet na de vorming van dentine. Zij dragen er zorg voor dat tijdens het verdere leven een continue, langzame afzetting van dentine kan plaats vinden vanuit het predentine. Dentine is een levend weefsel met reaktiecapaciteit op fysiologische en pathologische stimuli, waardoor veranderingen mogelijk blijven (sklerotisch en reparatief dentine). Predentine is de organische matrixlaag van 10-20 nm dik, bestaande uit willekeurig georiënteerde, kollagene vezels in een amorfe grondsubstantie, die zich tussen de odontoblasten en het gemineraliseerde dentine bevindt. Vanuit het predentine treedt mineralisatie op door vorming van dentinetubuli rond de binnendringende cytoplasmaitlopers van de odontoblasten. De dentinetubuli lopen vanaf de pulpa tot aan de glazuurdentinegrens en staan ongeveer loodrecht op de pulpaholte. De inhoud wordt tot ongeveer de helft gevormd door de odontoblastenuitlopers en bestaat perifeer uit weefselvocht en organisch materiaal. Diameter en volume van de dentinetubuli variëren afhankelijk van de leeftijd en de plaats binnen het dentine. Dichtbij de pulpa bevinden zich circa 65.000 tubuli/mm<sup>2</sup> (80 vol.% bestaat uit lumen van tubuli), terwijl het aantal in perifeer dentine circa 15.000 tubuli/mm<sup>2</sup> bedraagt (4 vol.% bestaat uit lumen). De variatie in aantal tubuli per mm<sup>2</sup> wordt onder andere veroorzaakt doordat het interne dentine-oppervlak vele malen kleiner is dan het dentine-oppervlak bij de glazuur-dentinegrens. Rond de zeer sterk gemineraliseerde dentinetubuli bevindt zich het intertubulair dentine, dat minder gemineraliseerd is en

een aanzienlijke hoeveelheid collageen in zijn matrix bevat.

Met glazuur-dentine grens wordt het overgangsgebied aangeduid, dat de glazuurkap van het onderliggende dentine scheidt. Dit grensgebied bestaat uit dicht op elkaar gepakte verhevenheden, die vanuit het dentine het glazuur binnendringen. Deze onregelmatigheden verklaren de hechte verbinding, die tussen glazuur en dentine bestaat. Submikroskopisch blijkt de glazuur-dentine grens louter te onderscheiden doordat een verschuiving optreedt in grootte en rangschikking van de kristallieten. Met name in de knobbels dringen talrijke dentinetubuli - door de glazuur-dentine grens heen - over een korte afstand het glazuur in. De odontoblasten-uitlopers van deze tubuli zijn tijdens de vorming ingesloten in het glazuur.

### 3.3.3 Amalgaam

Amalgaam heeft in de tandheelkunde zijn sporen verdiend: het is al meer dan honderd jaar het meest gebruikte restauratiemateriaal. Amalgaam is relatief gemakkelijk aan te brengen en blijft onder orale omstandigheden in goede staat.

Er zijn op het ogenblik ongeveer 150 amalgaamlegeringen in de handel, die voldoen aan de meest recente specificatie voor legering voor tandheelkundig amalgaam van de American Dental Association (A.D.A.-specificatie no. 1 revised (1969)).

Tandheelkundig amalgaam bestaat uit deeltjes amalgaamlegering en reaktieproducten hiervan met kwik. Amalgaam wordt gevormd door trituratie van een amalgaamlegering met een ongeveer gelijke gewichtshoeveelheid kwik. De basissamenstelling van een traditionele amalgaamlegering is in het algemeen als volgt: zilver (min. 65 gew.%), tin (max. 29 gew.%), koper (max. 6 gew.%) en zink (max. 2 gew.%). Door trituratie van deze legering met zuiver kwik wordt een plastische massa verkregen, die uithardt door de reacties, die plaats vinden. Er wordt een nieuwe groep legeringen gevormd. Het

totale mengsel van legeringen wordt amalgaam genoemd en bestaat uit verscheidene fasen. Konventioneel amalgaam (Ag-Sn) bevat

- sterk vereenvoudigd - de volgende fasen:

- de zilver-tin fase : gamma

deze fase bestaat uit niet-gereageerde, oorspronkelijke deeltjes  $Ag_3Sn$ ;

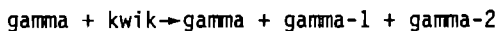
- de zilver-kwik fase: gamma-1

deze fase vormt een deel van het reactieproduct van de oorspronkelijke deeltjes met kwik:  $Ag_2Hg_3$ ;

- de tin-kwik fase : gamma-2

deze fase vormt eveneens een deel van het reactieproduct van de oorspronkelijke deeltjes met kwik:  $Sn_{7-8}Hg$ .

De reactie die plaats vindt, is als volgt:



De hoeveelheid gamma-1 en gamma-2 fasen, tesamen ook wel matrix genoemd, hangt af van de hoeveelheid kwik, die achterblijft in de restauratie. Hoe hoger het kwikgehalte van het amalgaam, des te groter is de hoeveelheid matrix die gevormd wordt en des te kleiner het volume niet-gereageerde legeringsdeeltjes. De sterkste fase is de niet-gereageerde gamma of zilver-tin fase, terwijl de gamma-2 fase (tin-kwik) de zwakste is. Nieuwe soorten amalgaamlegering zijn gebaseerd op gehele of gedeeltelijke eliminatie van deze zwakke gamma-2 fase.

Sukses of mislukking van een amalgaamrestauratie is afhankelijk van een groot aantal variabelen, zoals bijvoorbeeld de vorm van de kaviteitspreparatie en de klinische verwerking van het materiaal. Amalgaam heeft een aantal beperkende eigenschappen: het afwerken kan - afhankelijk van de soort legering - eerst in een volgende zitting plaats vinden, de kleur is afwijkend van natuurlijke elementen, er treedt (soms) verkleuring op en randbreuk komt vaak voor. De relatief geringe initiële sterkte is een controversiële eigenschap: enerzijds is deze noodzakelijk om een goede afwerking te kunnen bereiken, anderzijds is het een nadelige

eigenschap in verband met het vroegtijdig optreden van breuk. Ondanks deze onvolkomenheden gebruikt de tandarts tot nu toe voor het merendeel amalgaam, omdat er (nog) geen beter materiaal beschikbaar is, dat zowel goed verwerkbaar is alsook het uitgebreide indikatiegebied van amalgaam omvat.

Verschillen tussen amalgamen, vervaardigd van diverse legeringen, zijn pas in de twintiger jaren voor het eerst gepubliceerd (Souder & Peters (1920), Taylor (1929)). Uit deze artikelen blijkt de enorme variatie tussen de destijds in gebruik zijnde amalgamen. De meeste amalgamen uit die tijd werden op goed geluk geproduceerd: ze vertoonden onvoorspelbare volume-veranderingen tijdens het uitharden, hadden een geringe druksterkte, werden langzaam hard en vertoonden na modellatie een ruw oppervlak. In deze en latere publikaties worden de vele factoren beschreven, waarmee rekening diende te worden gehouden bij het optimaliseren van de fysische eigenschappen van amalgaam. Het resultaat was dat commercieel verkrijgbare amalgamen sindsdien steeds betere eigenschappen kregen: ze werden snel-hardend en sterk en bezaten na afwerking een glad oppervlak. Bij de konventionele amalgaamlegeringen is een korrelatie gevonden tussen de fysische eigenschap kruip en het optreden van randbreuk bij de daaruit vervaardigde restauraties (Mahler et al (1969)). De verbeterde randintegriteit, die in klinische onderzoeken is waargenomen bij amalgamen met lage kruipwaarden, heeft verscheidene onderzoekers gestimuleerd. Het onderzoek werd toegespitst op het ontdekken van de meest optimale samenstelling en deeltjesgrootte en -vorm van de legering om amalgamen op te leveren met weinig randbreuk en verbeterde kleurbestendigheid en korrosieweerstand.

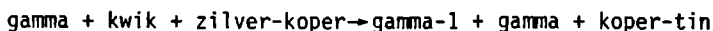
De afgelopen twee decennia zijn legeringen geïntroduceerd, die in structuur en samenstelling afwijken van de traditionele legering. De traditionele legering (Ag-Sn) bestaat uit verspaande deeltjes, die 60-320  $\mu\text{m}$  groot zijn (Caul et al (1968)). Daarnaast is een legering van konventionele samenstelling ontwikkeld, die



sferische deeltjes bevat. Deze variëren in grootte van 5-50  $\mu\text{m}$  (Phillips (1973)). Deeltjesgrootte en -vorm blijken van invloed te zijn op fysische eigenschappen als druk- en treksterkte, hardingstijd, kwikgehalte, kruip en volumeveranderingen bij uitharden (Demaree & Taylor (1962), Eden & Waterstrat (1967)).

Een sferische amalgaamlegering verschilt in chemische samenstelling niet noodzakelijk van een verspaande legering. Fysische eigenschappen van amalgamen van sferische legeringen en enkele factoren, die deze eigenschappen beïnvloeden, zijn door diverse onderzoekers gepubliceerd (Nagai et al (1966, 1967 a + b, 1968, 1969), Wing (1966), Koran & Asgar (1967)).

Innes & Youdelis (1963) ontwikkelden een amalgaamlegering (Ag-Sn + Ag-Cu) bestaande uit een mengvorm van de traditionele verspaande legering gekombineerd met een sferisch zilver-koper eutektikum (eutektos = makkelijk smeltend). De samenstelling van het eutektikum is 72 gew.% zilver en 28 gew.% koper; de deeltjesgrootte is maximaal 44  $\mu\text{m}$ . Het eutektische deel van de legering vormt de 'dispersed' fase. Deze voorkomt vorming van de gamma-2 fase en zou derhalve tot minder korrosie en randbreuk en betere kleurbestendigheid moeten leiden in vergelijking tot de amalgamen van konventionele samenstelling. In de praktijk blijkt dit echter niet altijd het geval te zijn. De globale samenstelling van de eerste legeringen met zilver-koper eutektikum was 70 vol.% zilver, 16 vol.% tin, 13 vol.% koper en 1 vol.% zink. Latere ontwikkelingen leidden tot een andere samenstelling met een nog hoger kopergehalte. De toegevoegde eutektische deeltjes vervangen ongeveer 40 vol.% van het tin. In andere legeringen vormt tin de gamma-2 fase, terwijl in deze legering kleinere hoeveelheden tin bij voorkeur complexe bindingen aangaan met het koper in de eutektische deeltjes in plaats van de gamma-2 fase te vormen. De reactie die plaats vindt kan als volgt beschreven worden:



Bepaalde handelsmerken van deze legering zijn goedgekeurd door de

A.D.A., ondanks het feit dat zij niet voldoen aan de vroegere eisen voor chemische samenstelling.

Naast deze mengvorm zijn onlangs tevens sferische legeringen (Ag-Sn-Cu) ontwikkeld met een hoog kopergehalte teneinde sneller de aanwezigheid van de ongewenste gamma-2 fase in het uithardende amalgaam te elimineren. Tijdens de reactie van de sferische zilver-tin-koper deeltjes (één-fasig) met kwik wordt de gamma-2 fase gevormd; deze levert een positieve bijdrage aan de verwerkingseigenschappen van de plastische massa. Eenmaal uitgehard wordt de gamma-2 fase echter veel sneller en vollediger geëlimineerd dan bij de hierboven beschreven gemengde legering (Ag-Sn + Ag-Cu).

Een andere poging tot reductie van de gamma-2 fase is gedaan door in  $Ag_3Sn$  10 vol.% zilver te vervangen door goud (Johnson et al (1974)). Deze legering is nog in een experimenteel stadium en bezit minder goede klinische eigenschappen dan de gebruikelijke amalgaamlegeringen (Mahler et al (1979)). Gelet op de slechtere klinische resultaten en de huidige trend in kostprijs van edele metalen, is het de vraag of een dergelijke legering wel in de handel zal komen.

#### 3.3.4 Komposiet

In de meeste komposiet-restauratiematerialen vormt het door Bowen ontwikkelde monomeersysteem het voornaamste kunststofbestanddeel (Bowen (1962, 1963)). Dit zogenaamde Bowen-monomeer bestaat uit een mengsel van twee monomeren - 80 vol.% BIS-GMA (bisfenol-glycidylmethacrylaat) en 10 vol.% MMA (methylmethacrylaat) - waaraan 10 vol.% tetraëthyleen glycol is toegevoegd ter reductie van de viscositeit. Goede vloeibaarheid is een vereiste om mechanische hechting - op mikro-nivo - in de onregelmatigheden van het geëtste glazuur te bereiken. Door aan deze kunststof verscheidene vulmiddelen toe te voegen (tot ongeveer 70 gew.%)

worden komposiet (samengestelde) restauratiematerialen verkregen. Deze vulmiddelen - bijvoorbeeld kwartsdeeltjes - worden behandeld met een silaancoating. Deze voorbehandeling vergroot in sterke mate het nuttig effect van het vulmiddel, doordat er een chemische hechting van het vulmiddel met de polymeermatrix tot stand komt.

Kaviteiten en kaviteitspreparaties bevinden zich voor een groot gedeelte in het dentine. Een etsbehandeling van dentine levert geen toename van retentie voor het komposietmateriaal op door de onmogelijkheid om het dentine volledig te drogen. Het etsen opent de dentinetubuli, waardoor de irriterende invloed van de komposietrestauratie (met name van het rest-monomeer) op het pulpaweefsel wordt geïntensiveerd. Derhalve dient een normale kaviteitspreparatie, waarbij tot in het dentine wordt geprepareerd, van een beschermende calciumhydroxide-onderlaag te worden voorzien, vóórdat het etsen plaats vindt (Eriksen & Buonocore (1976)).

### 3.3.5 Onderlaag

Cementlagen - onderlagen genoemd - worden veelvuldig toegepast onder (semi-)permanente restauraties. Deze onderlagen worden aangebracht:

- ter bevordering van het herstel van de pulpa na irritatie als gevolg van een kariësproces of tandheelkundige behandeling;
- ter voorkoming van beschadiging of irritatie tegen aanvallen na restauratie.

Dergelijke aanvallen kunnen bestaan uit bijvoorbeeld thermische schokken, mechanische trauma's, toxische werking van restauratiematerialen of bestanddelen ervan, galvanische schokken en microlekkage. Er zijn diverse soorten cement die als onderlaag onder een restauratie kunnen dienen: zinkfosfaat-, polycarboxylaat- en calciumhydroxide-cement.

Ieder van deze cementen bezit specifieke eigenschappen en

heeft derhalve een eigen indikatiegebied. In het kader van deze studie zullen uit de groep onderlagen de calciumhydroxide-preparaten als representanten worden genomen. Dit materiaal wordt alom gebruikt als onderlaag onder restauraties. Een calciumhydroxide-preparaat bezit thermisch isolerende eigenschappen, waardoor het - bij gebruik als onderlaag onder metalen restauraties - de pulpa beschermt tegen de grote temperatuursverschillen, die in het mondmilieu kunnen voorkomen.

Andere factoren, zoals sterkte en pulpasedatie, spelen tevens een rol bij de keuze van de soort onderlaag. Onderlagen dienen voldoende sterkte te bezitten om de krachten te kunnen weerstaan, die tijdens condensatie van het restauratiemateriaal optreden. Tevens dienen ze bestand te zijn tegen breuk en vervorming ten gevolge van de spanningen, die bij kauwen opgeroepen worden en door de restauratie worden overgebracht op de onderlaag. Een nadeel van de calciumhydroxide bevattende preparaten is hun geringe mechanische sterkte. Calciumhydroxide heeft een duidelijk stimulerende werking op de vorming van reparatief dentine, wanneer het in contact komt met de pulpa (Thoden van Velzen (1973)). Vanwege deze eigenschap gaat bij diepe kaviteiten de voorkeur uit naar een calciumhydroxide-preparaat.

In het kader van dit onderzoek is als onderlaag calciumhydroxide gekozen vanwege de pulpasederende werking en de goede isolerende eigenschappen van dit cement. Dit geldt zowel in thermisch en galvanisch opzicht (amalgaam: metaal!) alsook in chemisch opzicht (komposiet: etsvloeistof en monomeer!). Daarnaast bezit een calciumhydroxide-preparaat gunstige verwerkingseigenschappen. In de tandheelkundige praktijksituatie is dit dan ook een veel gebruikt type onderlaag. Bij de modelvorming zal de invloed van de geringe mechanische kwaliteit bij de beschouwing opgenomen dienen te worden.

### 3.4 MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN OP GROND VAN LITERATUURGEGEVENS

De doelstelling van dit literatuuroverzicht is het verkrijgen van zowel kwalitatieve als kwantitatieve gegevens over de mechanische eigenschappen van tandweefsels en tandheelkundige materialen. Dergelijke gegevens zijn vereist voor het uitvoeren van spanningsanalyses. Bij het bestuderen van de literatuurgegevens is aandacht besteed aan de factoren, die voorafgaand aan dit overzicht zijn besproken.

#### 3.4.1 Mechanische eigenschappen van humaan glazuur

In absolute zin en in vergelijking tot dentine is er slechts een geringe hoeveelheid glazuur beschikbaar per menselijk gebits-element. Het is erg moeilijk om proefstukjes van dit weefsel te verkrijgen die fysisch gezien groot genoeg zijn om de experimenten uit te voeren. Dit heeft tot gevolg dat er relatief weinig bekend is over de mechanische eigenschappen van tandglazuur. Het hier volgende literatuuroverzicht besluit met een tabel (3.1), waarin de relevante waarden voor humaan glazuur zijn opgenomen.

##### 3.4.1.1 Literatuuroverzicht

Stanford et al (1958) onderzochten het mechanisch gedrag van glazuur door middel van drukproeven en bepaalden de modulus van Young en de druksterkte van glazuur. Zij gebruikten hiervoor menselijk tandmateriaal, dat verkregen werd uit pas geëxtraheerde elementen. De proefstukjes waren cilindervormig en bestonden uit glazuur, dentine en glazuur plus dentine. Tijdens het prepareren werden de proefstukjes voortdurend nat gehouden. In de periode tussen het prepareren van de proefstukjes en het werkelijke testen werden ze bewaard in gedestilleerd water.

De onderzoekers namen waar, dat de door hen bepaalde gegevens

aanzienlijk varieerden afhankelijk van de oorspronkelijke plaats van de proefstukjes op de kroon. Het glazuur afkomstig van knobbels bleek veel hogere waarden voor de modulus van Young en de druksterkte op te leveren dan glazuur van okklusale en gladde vlakken. Zij kwamen tot de konklusie dat de grote elasticiteitsmodulus en druksterkte van het glazuur op de knobbels toe te schrijven is aan het grillige, gekronkelde verloop van de glazuurprisma's in dit gebied. De - in vergelijking hiermee - lage waarden van de mechanische eigenschappen van okklusaal glazuur (knobbelhelling) werden toegeschreven aan de op die plaatsen opgetreden dekalCIFikatie. De waarden, behorend bij de gladde vlakken lagen tussen beide andere waarden, als gevolg van de richting van de proefstukjes. De richting van de glazuurprisma's stond bij gladde vlakken loodrecht op de lengte-as van de proefstukjes. Dit in tegenstelling tot de overige proefstukjes waarbij de richting van de glazuurprisma's juist evenwijdig was aan de lengte-as van de proefstukjes.

De onderzoekers maakten geen melding van het aantal proefstukjes; zij bepaalden uit hun experimenten gemiddelde waarden voor de eigenschappen zonder de spreiding hiervan te vermelden. De veronderstelling van de onderzoekers, dat de lage waarden voor okklusaal glazuur veroorzaakt zouden worden door mogelijke dekalCIFikatie, lijkt niet juist. De morfologie van de okklusale vlakken geeft immers aanleiding tot het optreden van dekalCIFikatie in en rond de fissuren en niet op de knobbelhellingen.

Tyldesley (1959) publiceerde zijn onderzoek, waarbij hij bevestigde hoe extreem moeilijk het is om glazuurmateriaal van de juiste afmetingen te verkrijgen. Bij de buigproeven, die hij uitvoerde, deed zich het probleem voor, dat proefstukjes van louter glazuur reeds bij geringe belasting breuk vertoonden als gevolg van de schuifkrachten, die door de testapparatuur werden opgeroepen. Vandaar dat hij zijn toevlucht nam tot proefstukjes van samengesteld materiaal - glazuur plus dentine -, die geslepen werden uit

het labiale vlak van bovenincisieven. De proefstukjes bestonden voor meer dan de helft uit glazuur; kleine afwijkingen in de glazuur-dentine grens veroorzaakten een variabele dikte van de glazuur- en dentinelaag. De onderzoeker vermeldt, dat hij zijn proefstukjes voortdurend bevochtigd heeft tijdens het prepareren en zijn testen zodanig heeft uitgevoerd, dat de dehydratietijd zo kort mogelijk werd gehouden. De proefstukjes hadden de vorm van een rechthoekig staafje en werden belast met behulp van een vierpunts-buigapparaat. Daardoor werden ze zowel aan trek als aan druk blootgesteld. De mate van doorbuiging in het midden van het proefstaafje werd bepaald met behulp van een verplaatsingsmeter. Na het meten van de belasting en de doorbuiging konstrueerde hij een spanning-rek diagram. De waarde voor de modulus van Young van glazuur werd berekend door toepassing van de gebruikelijke berekeningsprocedure voor samengestelde staven bij elastisch, homogeen en isotroop materiaalgedrag. Tevens werden waarden voor de modulus van Young en de maximale spanning berekend voor de gehele, samengestelde proefstukjes. De gemiddelde waarde, die op deze wijze werd bepaald, bedroeg voor de lineaire elasticiteitsmodulus van glazuur  $133 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ .

De gevonden E-waarde is erg hoog in vergelijking tot de resultaten van Stanford et al. Dit zal waarschijnlijk het gevolg zijn van het gebruik van de theoretische formule voor samengestelde proefstukjes. Door de onregelmatige geometrie van de glazuurlaag wordt een grote onnauwkeurigheid geïntroduceerd; bij de omrekening wordt namelijk verondersteld, dat de glazuurlaag overal even dik is. Een andere mogelijke oorzaak is gelegen in een ander aspekt van de manier van testen. Resultaten, die waargenomen worden bij buigproeven van een anisotroop materiaal zoals glazuur kunnen niet worden vergeleken met resultaten van drukproeven. Temeer daar de buigproeven gedaan werden met proefstukjes van samengesteld materiaal, bestaande uit zowel glazuur als dentine.

Stanford et al (1960) modificeerden en verbeterden hun procedure van 1958 wat betreft vervaardiging van proefstukjes enigszins en gebruikten gevoeliger belastingsapparatuur. Zij verkregen op deze manier bij drukbelasting nauwkeuriger waarden voor de modulus van Young en de druksterkte. Evenals bij voorafgaand onderzoek vonden zij, dat de eigenschapswaarden afhankelijk waren van de oorspronkelijke plaats van het proefstukje op de kroon. Tevens toonden zij aan, dat er een signifikant verschil bestond tussen de waarden, verkregen van proefstukjes, waarvan de richting van de glazuurprisma's evenwijdig was aan de lengte-as van de proefstukjes, in vergelijking met proefstukjes, waarvan de lengte-as loodrecht op de richting van de prisma's stond. Zij bepaalden gemiddelde waarden voor de modulus van Young en de druksterkte voor proefstukjes met prisma's evenwijdig aan de lengte-as en voor proefstukjes met prisma's loodrecht op de lengte-as.

Craig et al (1961) publiceerden resultaten van drukproeven met menselijk glazuur. Zij maakten gebruik van pas geëxtraheerde molaren, waaruit cilindervormige proefstukjes werden geprepareerd. De lengte-as van de proefstukjes was ongeveer evenwijdig aan de richting van de glazuurprisma's. De proefstukjes werden nat geprepareerd en in water bewaard tot het tijdstip, waarop ze werden belast. De onderzoekers verkregen op deze wijze spanning-rek diagrammen voor glazuur. De gemiddelde waarden bij drukbelasting werden bepaald voor twaalf proefstukjes van knobbels, die een lengte/diameter verhouding hadden groter dan twee. De gemiddelde waarden bij drukbelasting, gemeten aan zeventien proefstukjes van gladde vlakken met een lengte/diameter verhouding van ongeveer 1,5, lagen iets lager. De lengte/diameter ratio was kleiner vanwege de dunnere glazuurlaag op de gladde vlakken. De verschillen tussen de diverse waarden zijn echter niet signifikant.

Bowen & Rodriguez (1962) onderzochten de treksterkte van glazuur. Zij gebruikten hiervoor vochtige, cilindervormige



proefstukjes met knopvormige uiteinden (zie afb. 2.8), die in gekoeld water bewaard werden.

De treksterkte van glazuur bedroeg  $10 \text{ N/mm}^2$ , welke waarde aanzienlijk lager ligt dan die van dentine ( $52 \text{ N/mm}^2$ ). De elasticiteitsmodulus van glazuur onder trekbelasting kon niet bepaald worden, omdat het onmogelijk was proefstukjes van voldoende lengte te verkrijgen, waarop rekstrookjes bevestigd konden worden.

Zybert (1979) heeft glazuur beschreven als een elastisch, anisotroop, samengesteld materiaal. Hij heeft morfologische en theoretische resultaten gekombineerd met bekende theorieën uit de fysika en de toegepaste mechanika. Uitgaande van een aantal vereenvoudigingen en vooronderstellingen, gebaseerd op ultramikroskopisch onderzoek, werden enkele anisotrope, elastische grootheden berekend voor geïdealiseerd humaan glazuur. De vooronderstellingen zijn echter van dien aard, dat de berekende waarden niet geschikt zijn voor het onderhavige onderzoek.

#### 3.4.1.2 Diskussie

Voordat nader op de literatuurgegevens wordt ingegaan, dient vooropgesteld te worden dat er veel gemeten is aan glazuur, maar dat dit nagenoeg geen bruikbare resultaten heeft opgeleverd. Morfologisch gezien is glazuur een anisotroop materiaal met een complexe ultrastructuur. Het lijkt echter niet anders mogelijk dan isotroop mechanisch gedrag als uitgangspunt te nemen en een sterk vereenvoudigd analysemodel op te zetten. Gezien de aanzienlijke spreiding in de gepubliceerde resultaten wordt een gemiddelde globale waarde voor de diverse eigenschappen gekozen uit tabel 3.I.

Voor een keuze van de elasticiteitsmodulus komen alleen de gegevens in aanmerking van Stanford et al (1960) en Craig et al (1961), gelet op eerder vermelde redenen (verschillen in experimenten, plaats, samenstelling en afmetingen van de proefstukjes). Omdat de hierna volgende spanningsanalyses voornamelijk betrekking hebben op de knobbels van een molaar, worden waarden afkomstig van

TABEL 3.1  
MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN VAN GLAZUUR

$$\bar{x} = \frac{\sum fx}{n}$$

$$\sigma_n = \sqrt{\frac{\sum fx^2 - (\sum fx)^2/n}{n}}$$

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES				EIGENSCHAPPEN			OPMERKINGEN
		Lokalisatie	Richting prisma's t.o.v. lengte-as proefstukje	Lengte/diameter ratio	Aantal	E (10 <sup>3</sup> N/mm <sup>2</sup> )	Druksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	Treksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	
Stanford et al 1958	druktest	knobbel		1,7	?	57	277		- proefstukjes van molaren - aantal onbekend
		glad vlak	⊥	1,5	?	41	194		
		okktusaal		1,0	?	12	126		
Tyldesley 1959	vierpuntsbuigtest	glad vlak	⊥	10	47	133 (+ 16)			- samengestelde proefstukjes van incisieven - zeer onnauwkeurige bepaling - niet vergelijkbaar met andere methoden

TABEL 3.I (vervolg)

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES				EIGENSCHAPPEN			OPMERKINGEN
		Lokalisatie	Richting prisma's t.o.v. lengte-as proefstukje	Lengte/diameter ratio	Aantal	F ( $10^3$ N/mm <sup>2</sup> )	Druksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	Treksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	
Stanford et al 1960	druktest	knobbel		1,6	19	46* (+ 5)	261* (+ 41)		- proefstukjes van molaren
		glad vlak		1,5	11	32 (+ 4)	239 (+ 30)		
		glad vlak	⊥	1,2	16	10 (+ 4)	95 (+ 32)		
		okklusaal		1,4	6	12 (+ 4)	127 (+ 30)		
Craig et al 1961	druktest	knobbel		2-3	8	84* (+ 8)	384* (+ 85)		- proefstukjes van molaren
		glad vlak		1,4-2	10	78 (+ 5)	372 (+ 56)		
Bowen en Rodriguez 1962	trektest	?	?	3	9			10* (+ 3)	- knopvormige proefstukjes - plaats en richting onbekend

\*waarden, gebruikt ter bepaling van gemiddelde

knobbelglazuur als richtlijn genomen (zie tabel 3.I:\*). Het lijkt derhalve alleszins redelijk om voor de elasticiteitsmodulus van glazuur de waarde  $50 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$  te veronderstellen en voor de druksterkte een waarde van  $300 \text{ N/mm}^2$ . Ten aanzien van de treksterkte zijn slechts waarden bekend uit het onderzoek van Bowen & Rodriguez (1962). De treksterkte van glazuur wordt geacht  $10 \text{ N/mm}^2$  te zijn.

Doordat de buigproeven - door Tyldesley (1959) uitgevoerd - verricht zijn aan samengestelde proefstukjes en deze bovendien afkomstig waren van incisieven, is het resultaat hiervan niet bruikbaar voor het onderhavige onderzoek.

Ten aanzien van de ratio van Poisson zijn helaas geen onderzoeksgegevens bekend. Voor de analyses zal de , voor veel konstruktie-materialen gebruikelijke, waarde van 0,3 worden gehanteerd.

### 3.4.1.3 Samenvatting

De volgende waarden zullen gehanteerd worden voor de eigenschappen van glazuur (tabel 3.II).

Tabel 3.II

EIGENSCHAPPEN	WAARDE	'SPREIDINGSGBIED'
modulus van Young	$50 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$	$40 - 90 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$
druksterkte	$300 \text{ N/mm}^2$	$220 - 470 \text{ N/mm}^2$
treksterkte	$10 \text{ N/mm}^2$	$7 - 13 \text{ N/mm}^2$
ratio van Poisson	0,3	?

Tabel 3.II Gekozen waarden voor mechanische eigenschappen van glazuur.

### 3.4.2 Mechanische eigenschappen van dentine

Het dentine is het meest uitgebreid onderzocht van alle tandweefsels. Dit is te verklaren doordat er relatief veel dentine

materiaal aanwezig is in de elementen. Hierdoor is men in staat proefstukjes te vervaardigen, die hanteerbare afmetingen hebben. Er zijn waarden bepaald voor de mechanische eigenschappen van dentine, waarbij wordt uitgegaan van homogeen en isotroop materiaalgedrag. De relevante waarden uit de literatuurstudie zijn opgenomen in tabel 3.III.

#### 3.4.2.1 Literatuuroverzicht

Black (1895) bepaalde reeds de druksterkte van dentinekubusjes ter grootte van 2 mm, maar was door de beperkingen van zijn apparatuur niet in staat om de modulus van Young te bepalen. Hij vond een gemiddelde druksterkte van  $257 \text{ N/mm}^2$ . Het aantal onderzochte proefstukjes werd niet vermeld.

Pas een halve eeuw later werden, voor het eerst sinds Black, weer onderzoeksresultaten gepubliceerd over de fysische eigenschappen van tandweefsels.

Peyton et al (1952) voerden drukproeven uit met dentineweefsel. Hiervoor werden cilindrische proefstukjes gebruikt van pas geëxtraheerde molaren, die nat geprepareerd en daarna in water bewaard werden. Uit tien verschillende testen werden gemiddelde waarden verkregen voor de elasticiteitsmodulus en de druksterkte. Zij kwamen tot de konklusie dat variabelen als gaafheid, tubulusrichting, snelheid van belasting en lengte/diameter verhouding van de proefstukjes van invloed waren op de resultaten.

De onderzoekers hebben echter niet getracht deze variabelen bij de proefnemingen te isoleren teneinde het effect van de afzonderlijke variabelen te bepalen.

Craig & Peyton (1958) publiceerden onderzoeksresultaten van een serie experimenten als boven beschreven (Peyton et al (1952)),

maar uitgevoerd met een verbeterde testmethode. Deze keer werd onderzoek gedaan naar de invloeden van de verhouding lengte/diameter van de proefstukjes, de richting van de dentinetubuli en de snelheid van belasting van het weefsel. De onderzoekers konkludeerden dat tubulusrichting, belastingssnelheid en dehydratie van het dentineweefsel geen meetbaar effect hadden op de elasticiteitsmodulus. Bij proefstukjes met een lengte/diameter verhouding van 1/1 tot 4/1 bedroeg de gemiddelde waarde voor de elasticiteitsmodulus  $18 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ . De gemiddelde waarde hiervan voor de maximale druksterkte bedroeg  $297 \text{ N/mm}^2$ .

Stanford et al (1958) publiceerden gegevens over de elasticiteitsmodulus en druksterkte van humaan dentine. Het onderzoek werd uitgevoerd met drukproeven op natte cilindervormige proefstukjes. Zij vermeldden echter noch het aantal proefstukjes noch de standaarddeviatie. De gemiddelde waarden, verkregen uit verscheidene testen, bedroegen  $15 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$  voor de elasticiteitsmodulus en  $348 \text{ N/mm}^2$  voor de druksterkte.

Stanford et al (1960) maakten in een latere publikatie - bij gebruik van een verbeterde testmethode - melding van een aantal factoren die de onderzoeksresultaten kunnen beïnvloeden, zoals bijvoorbeeld de richting van de proefstukjes. Uit dit onderzoek trokken zij de konklusie dat noch het soort gebitselement, noch vitaliteit of avitaliteit, noch tubulusrichting van significante invloed is op de elasticiteitsmodulus van dentine. De onderzoekers vonden een klein verschil in E-modulus voor dentine afkomstig van wortels in vergelijking tot dat van kronen. De E-modulus van worteldentine lag iets lager. De gemiddelde waarde voor de elasticiteitsmodulus en druksterkte van 37 proefstukjes van molaarkronen bedroeg respectievelijk  $12 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$  en  $305 \text{ N/mm}^2$ .

Tyldesley (1959) gebruikte proefstukjes van dentine voor zijn

vierpunts-buigexperimenten, waaruit hij ondermeer een gemiddelde waarde voor de E-modulus bepaalde. Hij kwam tot de konklusie dat het dentine ondanks de duidelijke tubulusstructuur toch isotroop mechanisch gedrag vertoont. Factoren als leeftijd, sexe, soort element en het feit of het dentine-proefstukje afkomstig is van een gezond of kariëus gebitselement zouden geen tot zeer geringe invloed hebben op de modulus van Young.

Tyldesley is één van de weinige onderzoekers, die het effect van het vochtigheidsgehalte op de dentine-eigenschappen heeft onderzocht. Hij vond dat dehydratie van meer dan één uur de resultaten van zijn experimenten meetbaar beïnvloedde. Vandaar dat hij zijn testen uitvoerde binnen 5 tot 10 minuten nadat de proefstukjes uit het waterbad waren gehaald.

Bowen & Rodriguez (1962) deden onderzoek naar de sterkte en de elasticiteitsmodulus van tandweefsels bij trekbelasting. Zij gebruikten vochtige knopvormige proefstukjes, die tot aan het moment van testen in gekoeld water werden bewaard (afb. 2.8). De onderzoekers bepaalden een gemiddelde waarde voor treksterkte van 9 proefstukjes van dentine op  $52 \text{ N/mm}^2$  en voor de modulus van Young (7 proefstukjes) op  $19 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ .

Lehman (1967) onderzocht proefstukjes, die van vitale, kariës-vrije elementen afkomstig waren. Direkt na extractie werden holle proefstukjes geprepareerd (afb. 2.9) en bij trekbelasting getest, onder voortdurende bevochtiging met een fysiologische zoutoplossing. De verkregen waarde voor de treksterkte blijkt maximaal  $53,2 \text{ N/mm}^2$  te zijn. Uit zijn proefnemingen blijkt verder, dat er een grote variatie in treksterkte bestaat tussen elementen van verschillende personen en dat de treksterkte een verschillende waarde kan hebben in verschillende delen van een tand.

TABEL 3.III  
MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN VAN DENTINE

$$\bar{x} = \frac{\sum fx}{n}$$

$$\sigma_n = \sqrt{\frac{\sum fx^2 - (\sum fx)^2/n}{n}}$$

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES		EIGENSCHAPPEN			OPMERKINGEN
		Lengte/ diameter ratio	Aan- tal	E ( $10^3 \text{N/mm}^2$ )	Druksterkte ( $\text{N/mm}^2$ )	Treksterkte ( $\text{N/mm}^2$ )	
Black 1895	druktest	1	?		257		- proefstukjes: kubusje (ribbe 2 mm) - aantal onbekend
Peyton et al 1952	druktest	2,5	10	12 ( $\pm$ 1)	249 ( $\pm$ 23)		- methode in 1958 ver- beterd
Craig en Peyton 1958	druktest	1-4	9	18*( $\pm$ 1)	297*( $\pm$ 21)		- lengte/diameter ratio niet optimaal
Stanford et al 1958	druktest	1,3	?	15	348		- aantal proefstukjes onbekend - lengte/diameter ratio niet optimaal - methode in 1960 ver- beterd
Stanford et al 1960	druktest	2	37	12*( $\pm$ 2)	350*( $\pm$ 59)		

\* waarden, gebruikt ter bepaling van gemiddelde



TABEL 3.III (vervolg)

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES		EIGENSCHAPPEN			OPMERKINGEN
		Lengte/ diameter ratio	Aan- tal	E ( $10^3 \text{N/mm}^2$ )	Druksterkte ( $\text{N/mm}^2$ )	Treksterkte ( $\text{N/mm}^2$ )	
Tyldesley 1959	vierpunts- buigtest	10	85	12 (+ 0,5)			- niet vergelijkbaar met andere methoden
Bowen en Rodriguez 1962	trektest	3	7	19*(+ 6)		52*(+ 10)	- knopvormige proef- stukjes (zie afb. 2.9)
		3	9				
Lehman 1967	trektest		12 100	11 (+ 6)		39 (+ 8)	- holle proefstukjes (zie afb. 2.10) - vorm niet betrouwbaar

\*waarden, gebruikt ter bepaling van gemiddelde

### 3.4.2.2 Diskussie

De gegevens uit tabel 3.III laten een opmerkelijke consistentie zien. De meeste onderzoekers zijn het eens met de uitspraak, dat dentine homogeen en isotroop materiaalgedrag vertoont, ondanks de morfologisch kenmerkende tubulusstructuur. Het zoeken naar de invloed, die de afmetingen van de proefstukjes kunnen hebben op de experimentele resultaten, heeft in feite betrekking op het korrekt uitvoeren van de proeven en is niet direkt gerelateerd aan de waarden voor de eigenschappen. Het geeft slechts informatie over de betrouwbaarheid van de uitgevoerde experimenten. Onderzoek naar de snelheid van belasten betekent in wezen dat de onderzoekers uitgaan van niet-elastisch materiaalgedrag. Binnen het normaal te verwachten belastingsgebied vertoont dentine een lineair-elastisch gedrag, dat nauwelijks verschilt bij trek- of drukbelasting. Reden waarom een gemiddelde waarde voor de elasticiteitsmodulus wordt gekozen uit de resultaten van diverse testmethoden (zie tabel 3.III: \*).

De waarde voor de modulus van Young wordt dan  $13 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ . De sterkte-waarden variëren nogal, afhankelijk van het soort experiment. De resultaten bij drukbelasting (zie tabel 3.III:\*) leiden tot een druksterkte van ongeveer  $340 \text{ N/mm}^2$ . Wat betreft trekexperimenten zijn twee onderzoeksresultaten gepubliceerd ten aanzien van de treksterkte: Bowen & Rodriguez (1962) en Lehman (1967). Door de vorm van de gebruikte proefstukjes is het waarschijnlijk dat de resultaten van Lehman, ondanks het grote aantal proefstukjes, een grotere experimentele fout bevatten dan die van Bowen & Rodriguez. De waarde, die voor het onderhavige onderzoek voor de treksterkte wordt gekozen, bedraagt  $50 \text{ N/mm}^2$ .

Ook voor dentine is geen bepaling van  $\nu$  bekend. Daarom wordt ook hier de waarde van 0,3 aangenomen voor de dwarskontractie-coëfficiënt; een waarde die voor vele materialen geldt.

### 3.4.2.3 Samenvatting

De volgende waarden zullen gehanteerd worden voor de eigenschappen van dentine (tabel 3.IV).

Tabel 3.IV

EIGENSCHAPPEN	WAARDE	'SPREIDINGSGBIED'
modulus van Young	$13 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$	$5 - 25 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$
druksterkte	$340 \text{ N/mm}^2$	$225 - 410 \text{ N/mm}^2$
treksterkte	$50 \text{ N/mm}^2$	$30 - 60 \text{ N/mm}^2$
ratio van Poisson	0,3	?

Tabel 3.IV Gekozen waarden voor mechanische eigenschappen van dentine.

### 3.4.3 Mechanische eigenschappen van amalgaam

Het gedrag en de fysische eigenschappen van amalgaam zijn uitgebreid onderzocht. Een poging om de in de literatuur gepubliceerde gegevens te vergelijken met die uit het standaardwerk van Phillips (1973) strandde, aangezien de gegevens in dit handboek afkomstig zijn van het in 1960 gepubliceerde onderzoek van Stanford et al. Dit betreft louter konventionele verspaande legeringen, die tegenwoordig weinig meer gebruikt worden en daarom hier buiten beschouwing worden gelaten. Vandaar dat ter vergelijking in tabel 3.V gegevens zijn opgenomen uit het recente boek van Craig et al (1979), ondanks het feit dat deze geen referenties verstrekken over gegevens, die zij voor de materiaaleigenschappen hanteren.

Een amalgaamrestauratie staat bij funktioneren in de mond bloot aan een drie-dimensionale spanningstoestand. Druksterkte is gedurende lange tijd één van de fysische eigenschappen geweest, die gebruikt werd om de klinische bruikbaarheid van amalgamen te testen.

Sommige onderzoekers zijn - overigens terecht - van mening dat de treksterkte een betere maatstaf vormt om de kwaliteit van amalgaam te specificeren. Voor zowel druk- als treksterkte geldt, dat bij toename van het kwikgehalte de sterkte afneemt. De huidige tendens bij amalgamen, die nieuw op de markt verschijnen, is dan ook er voor te zorgen, dat het kwikgehalte in het uiteindelijke amalgaam zo laag mogelijk is. Het doel hiervan is het optimaliseren van de fysische eigenschappen van het amalgaam. Het kwikgehalte van een amalgaamrestauratie blijkt echter niet overal gelijk te zijn. Er kunnen in één restauratie variaties van 6% optreden. In enkele kritische gebieden, zoals randen, blijkt het kwikgehalte dikwijls de 60% te benaderen hetgeen een nadelige invloed heeft op de diverse eigenschappen ter plaatse zoals poreusiteit, druk- en treksterkte, kruip en volumeveranderingen (Swartz & Phillips (1956)). Amalgaam bevat normaal een zekere hoeveelheid leemten of open ruimten als gevolg van onvoldoende condensatie en plasticiteit van het mengsel. Een verandering van 1% in poreusiteit levert volgens Jørgensen et al (1966) - in vergelijking tot verandering van 1% in kwikgehalte - een zeven- tot tienmaal grotere verandering op in druksterkte (afname).

Onderzoek naar amalgaam, gemaakt van sferische legeringdeeltjes van diverse afmetingen, heeft aangetoond dat bij gebruik van sferische deeltjes de klinische eigenschappen van een amalgaamrestauratie beter onder controle zijn te houden. Door gebruik te maken van sferische in plaats van verspaande deeltjes kan met minder kwik (circa 48%) een plastische massa worden gevormd (Nagai et al (1966)). Dit resulteert in amalgaam van gelijke of grotere druksterkte. De druksterkte na 1 uur is bij een sferische legering meer dan tweemaal zo groot als bij een verspaande legering (Wing (1966)). De uiteindelijke druk- en treksterkte van sferisch amalgaam is door Koran et al (1967) gerapporteerd als groter dan die van een verspaand amalgaam. Recente onderzoeksresultaten van Vrijhoef et al (1979) wijzen op uiteenlopende treksterkte

waarden bij de diverse soorten amalgaamlegeringen, afhankelijk van het handelsmerk.

De eutektische legeringen (Ag-Sn + Ag-Cu) en de legeringen met een hoog kopergehalte (Ag-Sn-Cu) worden tesamen ook wel de non- $\gamma_2$  legeringen genoemd. De fysische eigenschappen van deze non- $\gamma_2$  amalgaamlegeringen lijken ten opzichte van legeringen van konventionele samenstelling (Ag-Sn) - zowel verspaand als sferisch - een hoge druksterkte, weinig kruip en klinisch minder randbreuk te vertonen (Mahler et al (1970), Duperon et al (1971)). De snel voortschrijdende ontwikkelingen van de laatste jaren ten aanzien van structuur en samenstelling van amalgaamlegeringen gaan over het algemeen gepaard met aanzienlijke verbetering van fysische eigenschappen. Gezien de superieure klinische kwaliteiten, die de non- $\gamma_2$  amalgaamlegeringen in tal van opzichten vertonen in vergelijking met konventionele legeringen, wordt in het hier volgende literatuuroverzicht slechts aandacht besteed aan publikaties, die deze non- $\gamma_2$  amalgaamlegeringen betreffen. Hierbij is tevens het aantal handelsmerken beperkt tot drie (zie tabel 3.V).

#### 3.4.3.1 Literatuuroverzicht

Mahler et al (1970) bepaalden verscheidene mechanische eigenschappen van 3 soorten amalgaam, waaronder een eutektische legering. Zij onderzochten de invloed van ondermeer druk- en treksterkte op randbreuk en gebruikten voor iedere test 10 proefstaafjes, die 7 dagen onder vochtige omstandigheden werden bewaard. De druksterkte bedroeg gemiddeld  $423 \text{ N/mm}^2$ , terwijl bij een diametrale test de gemiddelde treksterkte  $48 \text{ N/mm}^2$  bleek te zijn. De onderzoekers kwamen tot de konklusie dat noch druksterkte noch treksterkte enige invloed heeft op de randbreuk van amalgaam.

Powers & Farah (1975) testten 5-8 cilindrische proefstaafjes eutektisch amalgaam bij drukbelasting. De onderzoekers bepaalden

de verkorting met een rekstrookje en berekenden hieruit de druksterkte en de modulus van Young. Proeven werden gedaan met proefstaafjes, die één dag oud waren en staafjes van één maand oud. De druksterkte bedroeg 423 ( $\pm$  14) en 481 ( $\pm$  8) N/mm<sup>2</sup>, respectievelijk na één dag en na één maand. De E-waarden na één dag en na één maand bedroegen achtereenvolgens 34 ( $\pm$  5) en 36 ( $\pm$  7) x 10<sup>3</sup> N/mm<sup>2</sup>.

Jørgensen (1976) onderzocht allerlei eigenschappen van een aantal non- $\gamma_2$  amalgaamlegeringen. De meeste handelsmerken bleken in vergelijking tot konventionele legeringen minder korrosie en kruip te vertonen en een iets lagere treksterkte en hogere druksterkte te bezitten. In klinisch opzicht waren de non- $\gamma_2$  amalgaamlegeringen superieur, met name wat betreft randintegriteit.

Eames & MacNamara (1976) verrichtten vergelijkend onderzoek naar 8 amalgaamlegeringen met een hoog kopergehalte en 6 legeringen van konventionele samenstelling. Zij bepaalden onder meer de druksterkte na 1 en 7 dagen.

Roberts et al (1978) verkregen bij hun onderzoek met een driepuntsbuigtest waarden voor onder andere de elasticiteitsmodulus van amalgaam van één dag en één maand oud. Het betrof hier één eutektisch amalgaam en twee legeringen met een hoog kopergehalte.

Leinfelder et al (1978) bepaalden ten behoeve van een klinisch onderzoek de druk- en treksterkte van een non- $\gamma_2$  amalgaamlegering en enkele experimentele legeringen. De druksterkte bedroeg na één week 438 N/mm<sup>2</sup>; de treksterkte na één week werd bepaald op 47 N/mm<sup>2</sup>.

Osborne & Gale (1979) voerden klinisch onderzoek uit naar randbreuk van amalgaamrestauraties. Zij verrichtten daarbij tevens metingen naar onder meer druksterkte na één dag en na één week.

De waarden voor drie amalgaamlegeringen zijn in tabel 3.V opgenomen. De onderzoekers vonden een statistisch significante correlatie tussen randbreuk en druksterkte na één week.

Rhodes et al (1979) onderzochten fysische eigenschappen - waaronder druksterkte - van verschillende soorten amalgaam. Zij voerden de proeven uit na 15 minuten, 1, 2, 4, 6, 8 en 24 uur en na 1 week en 1 maand. De waarde voor de druksterkte bedroeg na 1 maand ongeveer  $462 \text{ N/mm}^2$  voor eutektisch amalgaam en  $593 \text{ N/mm}^2$  voor een legering met een hoog kopergehalte.

Vrijhoef et al (1979) voerden de diametrale test uit bij 23 in de handel zijnde amalgaamlegeringen, waaronder diverse non- $\gamma_2$  legeringen. De resultaten van dit onderzoek varieerden van  $36\text{-}57 \text{ N/mm}^2$  voor de treksterkte.

Vrijhoef (1980) bepaalde tevens de druksterkte van diverse soorten en merken amalgaamlegeringen. De gerapporteerde waarden voor de druksterkte varieerden sterk: van  $235\text{-}494 \text{ N/mm}^2$ .

Mesman Schultz & Van Amerongen (1980) onderzochten in hoeverre verschillende condensatiemethoden het kwikgehalte, en daardoor de druksterkte, beïnvloeden. Zij gebruikten hiervoor een non- $\gamma_2$  amalgaamlegering en rapporteerden een variatie in druksterkte van  $366$  tot  $399 \text{ N/mm}^2$ .

Laswell & Berry (1980) vergeleken het klinisch gedrag van twee amalgaamlegeringen met een hoog kopergehalte met hun fysische eigenschappen. Zij kwamen tot de konklusie dat de door hen geteste eigenschappen (onder meer druksterkte) géén voorspellende waarde hadden voor de klinische randintegriteit.

TABEL 3.V  
MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN VAN AMALGAAM

$$\bar{x} = \frac{\sum fx}{n}$$

$$\sigma_n = \sqrt{\frac{\sum fx^2 - (\sum fx)^2/n}{n}}$$

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES		EIGENSCHAPPEN			HANDELSMERK *
		Aantal	Leeftijd (dagen)	$10^3 E$ ( $10^3 N/mm^2$ )	Druksterkte ( $N/mm^2$ )	Treksterkte ( $N/mm^2$ )	
Mahler et al 1970	druktest	10	7		423		Dispersalloy
	diametrale test	10	7			48	
Powers en Farah 1975	druktest	5-8	1	34 (+ 5)	423 (+ 14)		Dispersalloy
			30	36 (+ 7)	481 (+ 8)		
Eames en Mac Namara 1976	druktest		1		437 (+ 35) 434 (+ 19) 507 (+ 14)		Dispersalloy Sybraloy Tytin
			7		442 (+ 54) 459 (+ 49) 531 (+ 22)		Dispersalloy Sybraloy Tytin
Roberts et al 1978	driepunts- buigtest	10	1	15 (+ 2) 19 (+ 1) 19 (+ 1)			Dispersalloy Sybraloy Tytin
		5	30	19 (+ 2) 16 (+ 6) 22 (+ 2)			Dispersalloy Sybraloy Tytin

- \* Ag - Sn - Cu %
- Dispersalloy®: 72 - 26 - 2 : Johnson & Johnson, East Windsor, NJ, U.S.A.  
 Sybraloy® : 40 - 30 - 30 : Kerr, Romulus, MI, U.S.A.  
 Tytin® : 60 - 27 - 13 : S.S.White, Philadelphia, U.S.A.



TABEL 3.V (vervolg)

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES		EIGENSCHAPPEN			HANDELSMERK
		Aan- tal	Leeftijd (dagen)	$10^3 E$ ( $N/mm^2$ )	Druksterkte ( $N/mm^2$ )	Treksterkte ( $N/mm^2$ )	
Leinfelder et al 1978	druktest		7		438		Dispersalloy
	diametrale test		7			47	
Osborne en Gale 1979	druktest		1		413 (+ 24) 546 (+ 5) 502 (+ 17)		Dispersalloy Sybraloy Tytin
			7		357 (+ 6) 405 (+ 4) 409 (+ 24)		Dispersalloy Sybraloy Tytin
Rhodes et al 1979	druktest	6	30		462 593		Dispersalloy Tytin
Vrijhoef et al 1979	diametrale test		1			51 (+ 3)	Dispersalloy
			7			41 (+ 3)	
Vrijhoef 1980	druktest		1		285 (+ 5) 343 (+ 14) 472 (+ 15)		Dispersalloy Sybraloy Tytin
Laswell en Berry 1980	druktest		1		438 (+ 10)		Dispersalloy  Tytin
			7		546 (+ 8)		
Craig et al 1979	ter vergelij- king (handboek)		7	14	410 407 424 516	56 59 53 72	konventioneel verspaand konventioneel sferisch eutectisch één-fasig koperrijk

### 3.4.3.2 Diskussie

Bij tandheelkundige materialen kan makkelijk worden voldaan aan de eisen, die gesteld moeten worden aan proefstukjes en testomstandigheden. In het literatuuroverzicht wordt aan deze factoren bij tandheelkundige materialen weinig aandacht besteed, daar kan worden uitgegaan van korrekte uitvoering van de proeven.

Gelet op de samenstelling van amalgaam - dat uit verschillende fasen bestaat - beschouwen we dit restauratiemateriaal als een homogeen en isotroop materiaal.

Het materiaalgedrag van amalgaam is tijdsafhankelijk. De 1-uurswaarden voor de diverse sterktes verschillen behoorlijk van de waarde, die na 24 uur bereikt wordt (Koran & Asgar (1967)). De verschillen in waarden tussen proefstukjes van minimaal 1 en maximaal 30 dagen oud zijn kleiner dan de verschillen tussen de diverse onderzoeken. Bij de diskussie worden daarom waarden betrokken die verkregen zijn uit proefnemingen met amalgaam van minimaal 1 en maximaal 30 dagen oud.

De gekozen waarde voor de modulus van Young wordt berekend uit de gegevens van Roberts et al (1978) en bedraagt  $19 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ . Deze waarde wordt afgerond tot  $20 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ . De resultaten van Powers & Farah (1975) leveren een E-waarde op van  $36 (\pm 7) \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ . Hoewel er een verschil in testmethode is: - buigtest ten opzichte van druktest - is het grote verschil tussen deze onderzoeksresultaten op grond van de gerapporteerde gegevens niet geheel verklaarbaar.

De sterkte van amalgaam wordt bepaald door de aanwezigheid van de verschillende fasen en leemten. Diverse onderzoeken hebben geleid tot informatie betreffende de relatieve sterkte van deze fasen:

$\text{gamma} > \text{gamma-1} > \text{gamma-2}$

Van links naar rechts neemt de sterkte af.

Uit de resultaten van de uitgevoerde druktesten wordt een

druksterkte-waarde gekozen. Deze bedraagt  $480 \text{ N/mm}^2$  ('spreidingsgebied'  $400\text{-}550 \text{ N/mm}^2$ ). De treksterkte is slechts uit enkele onderzoeken bekend (zie tabel 3.V). De waarde die hiervoor gekozen wordt, bedraagt  $50 \text{ N/mm}^2$ . Ten aanzien van voorspelbaarheid van klinische randintegriteit uit mechanische eigenschappen zijn de meningen verdeeld.

Aangezien de ratio van Poisson uit de literatuur niet bekend is, wordt hiervoor de veel gebruikte waarde van 0,3 genomen.

### 3.4.3.3 Samenvatting

De volgende waarden zullen gehanteerd worden voor de eigenschappen van amalgaam (tabel 3.VI).

Tabel 3.VI

EIGENSCHAPPEN	WAARDE	'SPREIDINGSGEBIED'
modulus van Young	$20 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$	$16 - 22 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$
druksterkte	$480 \text{ N/mm}^2$	$400 - 550 \text{ N/mm}^2$
treksterkte	$50 \text{ N/mm}^2$	$41 - 51 \text{ N/mm}^2$
ratio van Poisson	0,3	?

Tabel 3.VI Gekozen waarden voor mechanische eigenschappen van amalgaam.

### 3.4.4 Mechanische eigenschappen van komposiet

Komposietvulmaterialen zijn geïntroduceerd ter vervanging van de tot dan gebruikte restauratiematerialen voor frontelementen. Door een geschikte vulstof - zoals bijvoorbeeld glaskorrels, glasstaafjes of kwarts - toe te voegen aan het polymeer, worden druksterkte en hardheid van de samengestelde kunststoffen aanzienlijk verhoogd in vergelijking tot kunststofvulmaterialen zonder vulmiddel.

Een A.D.A.-specificatie voor komposietvulmateriaal wordt op het ogenblik ontwikkeld. De gebruikelijke komposieten bevatten minimaal 75 gew.% anorganisch vulmiddel. Het soort en de hoeveelheid vulmiddel en het gebruik van een silaancoating kunnen van invloed zijn op de eigenschappen van de verschillende soorten komposiet. De diverse komposieten, die in de handel zijn, verschillen nogal in eigenschappen. Aangezien twee handelsmerken\* uitgebreid onderzocht zijn en fysische eigenschappen bezitten, die gelijkwaardig of superieur zijn in vergelijking met die van andere soorten komposiet, worden slechts onderzoeksgegevens nader toegelicht, die op deze twee komposieten betrekking hebben. Ter vergelijking zijn de waarden van het oorspronkelijk door Bowen (1964) ontwikkelde experimentele produkt met 87 gew.% vulmiddel eveneens opgenomen in tabel 3.VII. Gelet op het vochtige orale milieu worden louter resultaten besproken van proefstukjes, die na uitharden in water werden bewaard. De eigenschappen na dertig dagen vertonen - ten opzichte van de eëndagswaarde - een licht stijging. In deze paragraaf wordt ter bepaling van gemiddelde waarden de voorkeur gegeven aan resultaten, die verkregen zijn van proefstukjes van minimaal dertig dagen oud.

#### 3.4.4.1 Literatuuroverzicht

Bowen (1964) onderzocht het effect van deeltjesgrootte en -vorm in een versterkt polymeer. Hij geeft in zijn artikel een overzicht van de eigenschappen van een komposiet, dat 87 gew.% vulmiddel bevat. De druksterkte werd gemeten aan 5 proefstukjes, die drie weken in water waren bewaard en bedroeg  $121 (\pm 13) \text{ N/mm}^2$ . De treksterkte van 8 haltervormige proefstukjes - twee weken in water

---

\* Addent 12<sup>®</sup> : 3M, St. Paul, Minnesota, U.S.A.

Adaptic<sup>®</sup> : Johnson & Johnson, East Windsor, NJ 08520, U.S.A.

bewaard - was  $19 (\pm 4) \text{ N/mm}^2$ . De elasticiteitsmodulus bij trek bleek voor 5 proefstukjes gemiddeld  $12 (\pm 1) \times 10^3 \text{ N/mm}^2$  te zijn.

Gotfredsen (1969) publiceerde een uitgebreid onderzoek naar de fysische eigenschappen van een komposiet-restauratiemateriaal, waarbij hij onder meer de druksterkte bepaalde. De drukproeven werden gedaan aan cilindervormige proefstukjes, die 5 maanden in water bewaard werden. De druksterkte bedroeg  $198 (\pm 18) \text{ N/mm}^2$ .

Macchi & Craig (1969) verrichtten vergelijkend onderzoek naar fysische en mechanische eigenschappen van drie soorten komposiet en één restauratiemateriaal van kunststof zonder vulmiddel. Zij bepaalden onder meer de elasticiteitsmodulus en druk- en treksterkte. Er werd per test gebruik gemaakt van vijf proefstaafjes, die dertig dagen lang werden bewaard in gedestilleerd water. Bij drukbelasting werd via rekstrookjes de vervorming gemeten en het karakteristieke spanning-rek diagram voor dit materiaal bepaald. Hieruit berekenden de onderzoekers de maximale druksterkte en de modulus van Young. De gemiddelde waarde van dit komposietmateriaal bedroeg  $11 (\pm 1) \times 10^3 \text{ N/mm}^2$  voor de elasticiteitsmodulus en voor de druksterkte  $200 (\pm 17) \text{ N/mm}^2$ . De diametrale test leverde een treksterkte op van  $41 (\pm 2) \text{ N/mm}^2$ .

Lee et al (1969) onderzochten een aantal fysische eigenschappen van vier verschillende komposieten en bepaalden bij dit onderzoek onder meer waarden voor de druk- en treksterkte. Zij gebruikten proefstaafjes, die in water werden bewaard. De druksterkte werd gemeten aan cilindervormige proefstaafjes; tien van iedere soort. Er werd een konventionele trektest uitgevoerd aan knopvormige proefstukjes - tien van iedere soort komposiet -, door middel waarvan de treksterkte en de modulus van Young werden bepaald. De gemeten resultaten zijn opgenomen in tabel 3.VII.

De bij de trekproef bepaalde E-waarde van  $1,2 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$

ligt een faktor tien lager dan bij andere onderzoekers. Het lijkt aannemelijk dat hier sprake is van een drukfout in de exponent.

Phillips et al (1971) vergeleken de fysische eigenschappen van komposiet met amalgaam. De druksterkte en treksterkte (diametrale test) werden bepaald na onder meer één maand. De proefstukjes werden tot het moment, dat ze aan een test werden onderworpen, in water bewaard. Iedere groep (per test en soort) bestond uit minimaal tien proefstukjes. De onderzoekers komen tot de konklusie, dat komposiet bij uitharding sneller aan sterkte wint dan amalgaam. Na één maand echter ligt de sterkte van amalgaam aanmerkelijk hoger dan die van komposiet. De druksterkte van komposiet bedraagt volgens deze onderzoekers  $234 \text{ N/mm}^2$  en de treksterkte  $42 \text{ N/mm}^2$ .

Dennison & Craig (1972) publiceerden een onderzoek van vier nieuwe komposieten en een kunststof zonder vulmiddel, waarbij zij onder meer de druk- en trekeigenschappen ervan bepaalden. Het onderzoek werd met behulp van dezelfde testmethoden uitgevoerd als eerder vermeld (Macchi & Craig (1969)). De onderzoekers verrichtten metingen aan vijf proefstukjes per komposiet, met het volgende resultaat: een druksterkte van  $237 (\pm 21) \text{ N/mm}^2$  en een treksterkte van  $46 (\pm 2) \text{ N/mm}^2$ . Uit het spanning-rek diagram van de druktest werd de gemiddelde waarde voor de modulus van Young berekend. Deze E-waarde bedraagt  $17 (\pm 1) \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ .

Whiting & Jacobson (1980) beschrijven een onderzoeksmethode met behulp van ultrageluid om de elastische konstanten van komposieten te bepalen. Zij rapporteren waarden voor E, G en  $\nu$  van diverse komposieten.

De testomstandigheden verschillen echter van de andere onderzoeken: de proefstukjes werden alle 1 dag bewaard bij  $60^\circ\text{C}$ , waarna diverse testen werden uitgevoerd. De testresultaten uit dit onderzoek zijn niet vergelijkbaar met andere onderzoeken vanwege

TABEL 3.VII  
MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN VAN KOMPOSIT

$$\bar{x} = \frac{\sum fx}{n}$$

$$\sigma_n = \sqrt{\frac{\sum fx^2 - (\sum fx)^2/n}{n}}$$

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES		EIGENSCHAPPEN			OPMERKINGEN
		Aantal	Leeftijd (dagen)	$10^3 E$ ( $10^3 N/mm^2$ )	Druksterkte ( $N/mm^2$ )	Treksterkte ( $N/mm^2$ )	
Bowen 1964	druktest trektest trektest	5	21		121 (+ 13)	19 (+ 4)	experimenteel: 87 gew. % vulmiddel
		8	14				
		5	14	12 (+ 1)			
Gotfredsen 1969	druktest		150		198*(+ 18)		Addent 12
Macchi en Craig 1969	druktest diametrale test	5	30	11 (+ 1)	200*(+ 17)	41*(+ 2)	Addent 12
		5	30				
Lee et al 1969	druktest trektest	10	30	1,2	210*(+ 10)	25 (+ 7)	Addent 12
		10	30	1,2	241*(+ 12)	32 (+ 6)	Adaptic
Phillips et al 1971	druktest diametrale test	10	30		234*(+ 3)	42*(+ 5)	Adaptic
		10	30				
Dennison en Craig 1972	druktest diametrale test	5	30	17 (+ 1)	237*(+ 21)	46*(+ 2)	Adaptic
		5	30				

\*waarden, gebruikt ter bepaling van gemiddelde

\* Addent 12<sup>®</sup>: 3M, St. Paul, Minnesota, U.S.A.  
Adaptic<sup>®</sup>: Johnson & Johnson, East Windsor  
NJ 08520, U.S.A.

verschil in zowel testmethode als testomstandigheden en worden daarom niet vermeld in tabel 3.VII.

#### 3.4.4.2 Diskussie

Komposietvulmateriaal wordt beschouwd als een isotroop homogeen materiaal. De gepubliceerde gegevens betreffende de mechanische eigenschappen ervan (zie tabel 3.VII) blijken onderling een redelijke overeenkomst te vertonen.

Ter bepaling van een gemiddelde waarde voor de elasticiteitsmodulus wordt uitgegaan van de onderzoeken van Craig (1969) en Dennison & Craig (1972). De gemiddelde E-waarde van komposiet bedraagt dan  $14 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ \*. Ten aanzien van de druksterkte zijn gegevens voorhanden van een vijftal onderzoeken. Het hieruit (zie tabel 3.VII: \*) geschatte gemiddelde wordt  $230 \text{ N/mm}^2$  ('spreidingsgebied':  $215\text{-}245 \text{ N/mm}^2$ ). De treksterkte van komposiet is door middel van konventionele en diametrale testen bepaald. De uit de diametrale testen (zie tabel 3.VII:\*) gekozen waarde bedraagt  $40 \text{ N/mm}^2$  ('spreidingsgebied':  $41\text{-}45 \text{ N/mm}^2$ ).

Aangezien de ratio van Poisson uit de literatuur niet voldoende bekend is, wordt hiervoor de veel gebruikte waarde 0,3 genomen.

#### 3.4.4.3 Samenvatting

De volgende waarden zullen gehanteerd worden voor de eigenschappen van komposiet (tabel 3.VIII).

---

\* De door Lee et al (1969) bepaalde waarde voor de elasticiteitsmodulus is  $1,2 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ . Deze waarde wordt na correctie ( $\times 10$ ) vervolgens  $12 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$  en blijkt binnen het spreidingsgebied van bovengenoemde onderzoeksgegevens te liggen.



Tabel 3.VIII

EIGENSCHAPPEN	WAARDE	'SPREIDINGSGBIED'
modulus van Young	$14 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$	$10 - 17 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$
druksterkte	$230 \text{ N/mm}^2$	$215 - 245 \text{ N/mm}^2$
treksterkte	$40 \text{ N/mm}^2$	$41 - 45 \text{ N/mm}^2$
ratio van Poisson	0,3	?

Tabel 3.VIII Gekozen waarden voor mechanische eigenschappen van komposiet.

### 3.4.5 Mechanische eigenschappen van calciumhydroxide-onderlaag

Ten aanzien van de mechanische eigenschappen van cementen, bij gebruik als onderlaag, zijn slechts weinig gegevens gerapporteerd. A.D.A.-specificaties, waar calciumhydroxide-preparaten aan dienen te voldoen, zijn nog niet geformuleerd. De publikaties, die uit de literatuur bekend zijn, bevatten voornamelijk gegevens over de initiële druksterkte. Door de klinische implicaties, die deze eigenschap bij het kondenseren van amalgaam kan hebben, werd de aandacht vooral hierop gericht. Er zijn nauwelijks gegevens beschikbaar over andere mechanische eigenschappen van onderlagen. Bij het hierna volgende literatuuroverzicht wordt uitgegaan van een bepaald handelsmerk\*, aangezien dit een alom gebruikt en goed onderzocht preparaat is. Gezien het feit, dat de waarden voor de restauratiematerialen afkomstig zijn van materiaal van minimaal één dag oud, worden bij de onderlaag eveneens slechts waarden in beschouwing genomen van relatief oude proefstukjes: in casu proefstukjes, die minstens één dag waren bewaard.

\*Dycal®: L.D., Caulk Co., Milford, Del. U.S.A.

### 3.4.5.1 Literatuuroverzicht

Chong et al (1967) toonden aan dat de gebruikelijke onderlagen - waaronder calciumhydroxide - voldoende sterkte bezitten om weerstand te bieden aan de krachten, die optreden bij het kondenseren van amalgaam. Zij bepaalden dat de minimaal vereiste druksterkte voor een onderlaag - op het moment van amalgaamkondensatie - slechts ongeveer  $1 \text{ N/mm}^2$  bedraagt. De sterkte van de onderzochte cementen, na 7 minuten uitharden, blijkt voldoende te zijn om verplaatsing tijdens het kondenseren tegen te gaan. De gemiddelde druksterkte van 10 proefstukjes bedroeg na 24 uur  $8 \text{ N/mm}^2$ .

Plant & Wilson (1971) bestudeerden het effect van klinische variabelen op de spanningen, die in een onderlaag ontstaan tijdens het kondenseren van amalgaam. Zij vergeleken de mate van vervorming van een aantal materialen in de tijd bij een belasting, gelijk aan de condensatiedruk voor amalgaam. Bij calciumhydroxide-onderlagen trad na 7 minuten een aanzienlijke vervorming op. Er werd weliswaar geen verplaatsing van de onderlaag waargenomen, maar met name bij grote laagdikte bleken er in een aantal van de calciumhydroxide-onderlagen breuklijnen voor te komen.

Gourley & Rose (1972) publiceerden een evaluatie van enkele cementen - waaronder calciumhydroxide - bij gebruik ervan als onderlaag onder amalgaamrestauraties. Zij prepareerden proefmonsters om druksterkte en diametrale treksterkte te meten. De helft van deze monsters werd in gedestilleerd water bewaard; de andere helft werd bewaard bij 100% relatieve vochtigheid. De metingen werden verricht na onder meer 24 uur, en leverden een waarde op van  $10 (\pm 1) \text{ N/mm}^2$ . De diametrale treksterkte bedroeg na 24 uur in water bewaard te zijn, slechts  $1,5 (\pm 0,2) \text{ N/mm}^2$ .

TABEL 3.IX  
MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN VAN ONDERLAAG

$$\bar{x} = \frac{\sum fx}{n}$$

$$s_n = \sqrt{\frac{\sum fx^2 - (\sum fx)^2/n}{n}}$$

AUTEUR(S)	EXPERIMENT	PROEFSTUKJES		EIGENSCHAPPEN			OPMERKINGEN
		Aan- tal	Leeftijd (dagen)	$10^3 E$ (N/mm <sup>2</sup> )	Druksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	Treksterkte (N/mm <sup>2</sup> )	
Chong et al 1967	druktest	10	1		7,6 (+ 0,3)		aqua-dest
Gourley en Rose 1972	druktest diametrale test		1		10,0 (+ 1,4)	1,5 (+ 0,2)	aqua-dest
Powers et al 1976	druktest diametrale test	5-10	1	0,4 (+ 0,1)	8,3 (+ 0,8)	1,0 (+ 0,2)	100° rel. vochtigheid
Lloyd en Anderson 1980	druktest diametrale test		1		9,8 (+ 0,7)	2,0 (+ 0,4)	50° rel. vochtigheid

\* Dycal® L.D. Caulk Co., Milford, Del. U.S.A.

Powers et al (1976) onderzochten de elasticiteitsmodulus, alsmede de druk- en treksterkte van tandheelkundige cementen. De proefstukjes werden 24 uur bewaard bij een relatieve vochtigheid van 100%. De gemiddelde waarden van vijf tot tien proefstukjes calciumhydroxide-onderlaag voor de elasticiteitsmodulus, druk- en treksterkte bedroegen achtereenvolgens  $0,4 (\pm 0,1) \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ ,  $8,3 (\pm 1) \text{ N/mm}^2$  en  $1,0 (\pm 0,2) \text{ N/mm}^2$ .

Lloyd & Anderson (1980) deden onderzoek naar de sterkte van zes calciumhydroxide-preparaten. Zij voerden druktesten uit na 24 uur en bij 50% relatieve vochtigheid. Zij kwamen tot de conclusie, dat de treksterkte van Dycal<sup>®</sup> bijna tweemaal zo groot is als die van de andere onderzochte preparaten en ongeveer  $2 \text{ N/mm}^2$  bedraagt. In druksterkte werd het slechts door één preparaat overtroffen. Dit preparaat vertoonde echter de laagste treksterkte.

#### 3.4.5.2 Diskussie

De onderzoeksgegevens, die over calciumhydroxide-onderlagen gepubliceerd zijn, worden weergegeven in tabel 3.IX. Hierbij valt een grote onderlinge overeenkomst op tussen de weinige gerapporteerde waarden.

Testomstandigheden bij 100% relatieve vochtigheid en in aquadest zijn vergelijkbaar met een orale omgeving. Tevens dient echter opgemerkt te worden dat de gegeven waarden gerelateerd zijn aan laboratoriumtijden. De sterkte waarden, die hier beschreven zijn, zijn niet noodzakelijkerwijs de waarden, die door het materiaal bij eenzelfde klinisch tijdsbestek worden verkregen.

De gekozen waarde voor de druksterkte bedraagt  $8 \text{ N/mm}^2$  ('spreidingsgebied'  $7-11 \text{ N/mm}^2$ ) en voor de treksterkte  $1 \text{ N/mm}^2$  ('spreidingsgebied'  $0,8-1,7 \text{ N/mm}^2$ ). De zeer lage waarde voor de elasticiteitsmodulus, waarover uitsluitend door Powers et al (1976) is gerapporteerd, wordt afgerond tot  $0,5 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ .

Aangezien de ratio van Poisson ook hier niet bekend is, wordt wederom de veel gebruikte waarde 0,3 gekozen.

### 3.4.5.3 Samenvatting

De volgende waarden zullen gehanteerd worden voor de eigenschappen van de onderlaag (tabel 3.X).

Tabel 3.X

EIGENSCHAPPEN	WAARDE	'SPREIDINGSGEBIED'
modulus van Young	$0,5 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$	$0,3 - 0,5 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$
druksterkte	8 $\text{N/mm}^2$	7 - 11 $\text{N/mm}^2$
treksterkte	1 $\text{N/mm}^2$	0,8 - 1,7 $\text{N/mm}^2$
ratio van Poisson	0,3	?

Tabel 3.X Gekozen waarden voor mechanische eigenschappen van calciumhydroxide.

### 3.4.6 Samenvattende konklusie

In tabel 3.XI wordt een overzicht gegeven van de gekozen waarden, die uit de literatuurstudie naar voren zijn gekomen.

Bij nadere beschouwing van tabel 3.XI zijn tussen de verschillende weefsels en materialen enige overeenkomsten te ontdekken. Allereerst blijkt de modulus van Young van dentine en komposiet ongeveer gelijk te zijn, terwijl de moduluswaarde van amalgaam iets hoger ligt. De hoge elasticiteitsmodulus van glazuur wordt echter ook door amalgaam niet benaderd. Bij vergelijking van amalgaam met glazuur vertoont amalgaam gunstiger waarden voor de druk- en treksterkte. De eigenschappen van dentine en komposiet komen goed overeen, met uitzondering van de druksterkte die voor dentine ongeveer 25% hoger ligt dan voor komposiet. Komposiet lijkt

TABEL 3.XI  
 GEKOZEN WAARDEN VOOR MECHANISCHE EIGENSCHAPPEN

MATERIAAL	EIGENSCHAPPEN				OPMERKING
	$\nu$ (-)	$E$ ( $10^3 \text{ N/mm}^2$ )	Druksterkte ( $\text{N/mm}^2$ )	Treksterkte ( $\text{N/mm}^2$ )	
glazuur	0,3	50	300	10	gekozen is voor HOMOGEEN en ISOTROOP materiaalgedrag
dentine	0,3	13	340	50	
amalgam	0,3	20	480	50	
komposiet	0,3	14	230	40	
onderlaag	0,3	0,5	8	1	

derhalve - mechanisch gezien - een goed substituut te zijn voor dentine op plaatsen, waar geen al te hoge eisen gesteld worden aan de druksterkte.

De materiaaleigenschappen van de onderlaag wijken sterk af van die van de tandweefsels en de beide restauratiematerialen. Dit vindt zijn oorzaak in het feit dat de onderlaag een totaal andere functie bezit - namelijk pulpabescherming - en de mechanische eisen, die aan dit materiaal gesteld worden, derhalve van geheel andere aard zijn.

Resumerend kan uit dit hoofdstuk gekonstateerd worden, dat de materiaalkundige onderzoeken naar mechanische eigenschappen van tandweefsels en tandheelkundige materialen vaak veel te wensen overlaten. Tevens blijkt hoe omvangrijk de problemen zijn bij dergelijk onderzoek en hoe afhankelijk de parameters zijn van de experimentele methoden, waardoor gerapporteerde resultaten veelal een behoorlijke spreiding vertonen en de onderlinge vergelijkbaarheid van de onderzoeken wordt bemoeilijkt. Onderzoek met behulp van ultrageluid vormt de laatste ontwikkeling op dit gebied. De sporadische resultaten, die op het ogenblik uit dergelijke onderzoeken bekend zijn, zijn echter nog niet bruikbaar voor de onderhavige vraagstelling. Het lijkt daarom alleszins redelijk bij de modelvorming uit te gaan van de gemaakte keuzen voor de diverse eigenschapswaarden. Door de gevoeligheid van het model voor deze parameters nader te beschouwen, kan gericht experimenteel onderzoek op gang gebracht worden.

### 3.5 REFERENTIES

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION: American Dental Association  
Specification no. 1 revised. J.amer.dent.Ass. 79: 1206-1209 (1969)

BLACK, G.V.: An investigation into the physical characters of the human teeth in relation to their diseases and to practical dental operations, together with the physical characters of filling material. Dent.Cosmos. 37: 353-416(421)/469-484/553-571/637-661/737-757 (1895)

BOWEN, R.L.: Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. V.S. patent 3, 006, 112, nov. 27 (1962)

BOWEN, R.L.: Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J.amer.dent.Ass. 66: 57-64 (1963)

BOWEN, R.L.: Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. J.amer.dent.Ass. 69: 481-495 (1964)

BOWEN, R.L. & RODRIGUEZ, M.S.: Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J.amer.dent.Ass. 64: 378-387 (1962)

CAUL, H.J.; BARTON, J.A. & MANUSZEWSKI, R.C.: The particle size and shape of silver alloys for dental amalgam. Nat.Bur.of Standards, Report no. 9984/Washington (1968)

CHONG, W.F.; SWARTZ, M.L. & PHILLIPS, R.W.: Displacement of cement bases by amalgam condensation. J.amer.dent.Ass. 74: 97-102 (1967)

CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J. & POWERS, J.M.: Dental materials; properties and manipulation. C.V.Mosby, London, 2nd ed. (1979)

CRAIG, R.G. & PEYTON, F.A.: Elastic and mechanical properties of human dentin. J.dent.Res. 37: 710-718 (1958)

CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. & JOHNSON, D.W.: Compressive properties of enamel, dental cements and gold. J.dent.Res. 40: 930-945 (1961)

DAVIDSON, C.L.: Ontharding van glazuur: een fysisch-chemisch model van carieus glazuur. Dissertatie, Groningen (1973)

DEMAREE, N.C. & TAYLOR, D.F.: Properties of dental amalgams made from spherical alloy particles. J.dent.Res. 41: 890-906 (1962)



DENNISON, J.B. & CRAIG, R.G.: Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. J.amer.dent.Ass. 85: 101-108 (1972)

DUPERON, D.F.; NEVILLE, M.D. & KASLOFF, Z.: Clinical evaluation of corrosion resistance of conventional alloy, spherical-particle alloy and dispersion-phase alloy. J.prosth.Dent. 26: 650-656 (1971)

EAMES, W.B. & MACNAMARA, J.F.: Eight high-copper amalgam alloys and six conventional alloys compared. J.oper.Dent. 1: 98-107 (1976)

EDEN, G.T. & WATERSTRAT, R.M.: Effects of packing pressures on the properties of spherical alloy amalgams. J.amer.dent.Ass. 74: 1024-1029 (1967)

ERIKSEN, H.M. & BUONOCORE, M.G.: Marginal leakage with different composite restorative materials: effect of restorative techniques. J.amer.dent.Ass. 93: 1143-1148 (1976)

EVANS, F.G. & LEBOW, M.: Regional differences in some of the physical properties of the human femur. J.appl.Physiol. 3: 563-572 (1951)

GOTFREDSEN, C.: Physical properties of a plastic filling material (Addent.). Acta odont. Scand. 27: 595-615 (1969)

GOURLEY, J.M. & ROSE, D.E.: Comparison of three cavity base materials under amalgam restorations. J.canad.dent.Ass. 11: 406-410 (1972)

GWINNETT, A.J.: The ultrastructure of the 'prismless' enamel of permanent human teeth. Arch.oral Biol. 12: 381-387 (1967)

INNES, D.B.K. & YOUDELIS, W.V.: Dispersion strengthened amalgams. J.canad.dent.Ass. 29: 587-593 (1963)

JOHNSON, L.B.; OTANI, H.; NEARY, M.J.; HAUCK, J.W.; HEAVEN, T.M. & REGENITTER, R.J.: Splat-cooled alloys in the Ag-Sn-Cu system. J.biomed.mater.Res. 8: 3-10 (1974)

JØRGENSEN, K.D.: Recent developments in alloys for dental amalgams: their properties and proper use. Int.dent.J. 26: 369-377 (1976)

JØRGENSEN, K.D.; ESBENSEN, A.L. & BORRING-MØLLER, G.: The effect of porosity and mercury content upon the strength of silver amalgam. Acta odont.Scand. 24: 535-553 (1966)

KORAN, A. & ASGAR, K.: A comparison of dental amalgams made from a spherical alloy and from a comminuted alloy. J.amer.dent.Ass. 75: 912-917 (1967)

LASWELL, H.R.; BERRY, T.G. & OSBORNE, J.W.: Clinical behavior of Dispersalloy and Tytin compared with their physical properties. J.oper.Dent. 5: 49-52 (1980)

LEE, H.L.; SWARTZ, M.L. & SMITH, F.F.: Physical properties of four thermosetting dental restorative resins. J.dent.Res. 48: 526-535 (1969)

LEHMAN, M.L.: Tensile strength of human dentin. J.dent.Res. 46: 197-201 (1967)

LEINFELDER, K.F.; SOCKWELL, C.L.; SLUDER, T.B. & TAYLOR, D.F.: Experimental silver amalgams with added copper: a two year clinical evaluation. J.oper.Dent. 3: 42-50 (1978)

LLOYD, C.H. & ANDERSON, J.N.: The strength and fracture toughness of calcium hydroxide preparations. J.oral Reh. 7: 155-165 (1980)

MACCHI, R.L. & CRAIG, R.G.: Physical and mechanical properties of composite restorative materials. J.amer.dent.Ass. 78: 328-334 (1969)

MAHLER, D.B. & EYSDEN, J. van: Dynamic creep of dental amalgam. J.dent.Res. 48: 501-508 (1969)

MAHLER, D.B.; MARANTZ, T. & ADEY, J.D.: Clinical performance of a gold-containing amalgam. J.dent.Res. 58: 2109-2115 (1979)

MAHLER, D.B.; TERKLA, L.G.; EYSDEN, J. van & REISBICK, M.H.: Marginal fracture vs. mechanical properties of amalgam. J.dent. Res. 49: 1452-1457 (1970)

MCLEISH, R.D. & HABBOOBI, S.: Strain gauge techniques for cadaveric bone. Engng.in Med. 1: 36-40, 47 (1971)

MECKEL, A.H.; GRIEBSTEIN, W.J. & NEAL, R.J.: Ultrastructure of fully calcified human dental enamel. In: Tooth enamel. Ed.: STACK, M.V. & FEARNHEAD, R.W., J. Wright & Sons, Bristol 160-162 (1965)

MESMAN SCHULTZ, B.A. & AMERONGEN, W.E. van: Condenseren van amalgam: relatie tussen vijf verschillende condensatietechnieken, de 24-uurs druksterkte en het kwikgehalte van amalgamrestauraties. Ned.Tijdschr.v.Tandheelk. 87: 348-452 (1980)

MILES, A.E.W.: Structural and chemical organization of teeth. Academic Press, New York (1967)

NAGAI, K. & OHASHI, M.: Studies on the dimensional change of dental amalgams. J.Nihon Univ.Sch.Dent. 9: 1-19 (1967)

NAGAI, K.; OHASHI, M. & HABU, H.: Some physical properties of physical amalgams for commercial use in the world. J.Nihon Univ. Sch.Dent. 10: 1-18 (1969)

NAGAI, K.; OHASHI, ; HABU, H.; UEMURA, M.; KORENAGA, F.; GOTO, N.; NAGATA, Y. & FUJIMOTO, Y.: Studies on the tensile strength of dental amalgams by the application of diametral compression test (I). J.Nihon Univ.Sch.Dent. 12: 9-24 (1969)

NAGAI, K.; OHASHI, M. & HASEGAWA, K.: Comparative study on the marginal strengths of conventional and spherical amalgam alloys. J.Nihon Univ.Sch.Dent. 9: 49-66 (1967)

NAGAI, K.; OHASHI, M. & MIYAZU, H.: Studies on spherical amalgam alloy in the light of dental technology. J.Nihon Univ.Sch.Dent. 8: 149-185 (1966)

OSBORNE, J.W. & GALE, E.N.: Failure rate of margins of amalgams with a high content of copper. J.oper.Dent. 4: 2-8 (1979)

PEYTON, F.A.; MAHLER, D.B. & HERSHENOV, B.: Physical properties of dentin. J.dent.Res. 31: 366-370 (1952)

PHILLIPS, R.W.: Skinner's Science of dental materials. W.B. Saunders, London, 7th ed. (1973)

PHILLIPS, R.W.; AVERY, D.R.; MEHRA, R.; SWARTZ, M.L. & MCCUNE, R.J.: One-year observations on a composite resin for Class II restorations. J.prost.Dent. 28: 68-77 (1971)

PLANT, C.G. & WILSON, H.J.: Forces exerted on lining materials. Brit.dent.J. 131: 62-66 (1971)

POWERS, J.M. & FARAH, J.W.: Apparent modulus of elasticity of dental amalgams. J.dent.Res. 54: 902 (1975)

POWERS, J.M.; FARAH, J.W. & CRAIG, R.G.: Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. J.amer.cent.Ass. 92: 588-591 (1976)

RIPA, L.W.; GWINNETT, A.J. & BUONOCORE, M.G.: The 'prismless' outer layer of deciduous and permanent enamel. Arch.oral Biol. 11: 41-48 (1966)

RHODES, B.F.; SWARTZ, M.L. & PHILLIPS, R.W.: Physical properties of two high-copper amalgams and a conventional amalgam. J.oper. Dent. 4: 71-74 (1979)

ROBERTS, J.C.; POWERS, J.M. & CRAIG, R.G.: Fracture toughness and critical strain energy release rate of dental amalgam. J.mater. Science 13: 965-971 (1978)

SOUDER, W.H. & PETERS, C.G.: An investigation of the physical properties of dental materials. Dent.Cosmos 63: 305-335 (1920)

SPEIRS, R.L.: The nature of surface enamel in human teeth. Calif. Tiss.Res. 8: 1-16 (1971)

STANFORD, J.W.; PAFFENBARGER, G.C.; KUMPULA, V.W. & SWEENEY, W.T.: Determination of some compressive properties of human enamel and dentin. J.amer.dent.Ass. 57: 487-496 (1958)

STANFORD, J.W.; WEIGEL, K.V.; PAFFENBARGER, G.C. & SWEENEY, W.T.: Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. J.amer.dent.Ass. 60: 746-755 (1960)

SWARTZ, M.L. & PHILLIPS, R.W.: Residual mercury content of amalgam restorations and its influence on compressive strength. J.dent.Res. 35: 458-466

TAYLOR, N.O.: A survey of amalgam alloys: a report to the research commission of the American Dental Association. J.amer.dent.Ass. 16: 590-600 (1929)

THODEN VAN VELZEN, S.K.: Een inleiding tot de endodontie. Stafleu & Tholen, Leiden (1973)

TYLDESLEY, W.R.: The mechanical properties of human enamel and dentin. Brit.Dent.J. 106: 269-276 (1959)

VRIJHOEF, M.M.A.; VERMEERSCH, A.G. & SPANAUF, A.J.: Diametral tensile strength of 23 hardened commercial amalgams. J.oral Reh. 6: 153-157 (1979)

VRIJHOEF, M.M.A.; VERMEERSCH, A.G. & SPANAUF, A.J.: Dental amalgam. Quintessence Publ.Co., Chicago (1980)

WERTHEIM, M.G.: Mémoire sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps humain. Ann.Chim.Phys. 21: 385-414 (1847)

WHITING, R & JACOBSON, P.H.: A non-destructive method of evaluating the elastic properties of anterior restorative materials. J.dent. Res. 59: 1978-1984 (1980)

WING, G.: Spherical particulate amalgams. Austr.dent.J. 11: 265-273 (1966)

ZYBERT, J.J.: Ultrastructure and elastic behaviour of human enamel. Dissertatie, Monash (1979)

- 4.1 inleiding
- 4.2 okklusale kaviteitsvorm voor amalgaam
  - 4.2.1 preventieve uitbreiding
  - 4.2.2 sterkte (resistentie)
  - 4.2.3 overgangskondities
  - 4.2.4 samenvatting
- 4.3 okklusale kaviteitsvorm voor komposiet
  - 4.3.1 sterkte (resistentie)
  - 4.3.2 overgangskondities
  - 4.3.3 toepassing in premolaar-molaargebied
  - 4.3.4 samenvatting
- 4.4 referenties

## 4.1 INLEIDING

Na een beschrijving van het mechanisch gedrag van de tandweefsels en restauratiematerialen, wordt in dit hoofdstuk aandacht besteed aan de vormgeving van het model en de mate van adaptatie van restauratiematerialen aan de kaviteitswand.

Het doel van dit hoofdstuk is het geven van achtergrondinformatie en literatuurgegevens over kaviteitsgeometrie en overgangskondities. De kennis hieromtrent speelt een rol bij de modelvorming, die in hoofdstuk 6 aan de orde komt. Bij het hier beschreven onderzoek wordt uitgegaan van okklusale restauraties. Door de eenvoud van deze preparatievorm is het mogelijk het inzicht te vergroten in het mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebits-element. Bij meer ingewikkelde kaviteitsgeometriën treedt door de complexe situatie vaak een combinatie van effecten op. Bij het analyseren van relatief eenvoudige kaviteitsontwerpen, komen tevens enkele algemeen toepasbare aspecten naar voren. Door de beperking tot eenvlaks-restauratie wordt de mogelijkheid geboden om de okklusale kaviteit als een axisymmetrische schematisering weer te geven.

Voor de geometrie van het model zelf en de kontoeren en dimensies van de deelgebieden - glazuur, dentine en pulpa - is een keuze gemaakt uit waarden voor een humane ondermolaar, zoals deze gerapporteerd zijn door Kraus et al (1969). Uitgangspunt hierbij waren de afmetingen in bukko-linguale richting.

Om begripsverwarring te voorkomen, wordt in deze inleiding de gebruikelijke terminologie uit de tandheelkunde in verband gebracht met termen en begrippen uit de toegepaste mechanika. De in de tandheelkunde gebezigde begrippen resistentie, retentie en adaptatie zijn onvoldoende gedefinieerd en kunnen slechts indicatief worden gebruikt. Voor deze begrippen bestaan in de toegepaste mechanika goed gedefinieerde termen.

## 4.2

Onder resistentie wordt verstaan: de weerstand, die een materiaal of weefsel kan bieden tegen een bepaalde spanningstoestand. In de mechanica staat hiervoor de term sterkte. De sterkte van een materiaal is een duidelijk omschreven begrip (zie hoofdstuk 2). Het is een probleem op zich om bij een gegeven structuur en belasting de spanningstoestand te bepalen.

Met retentie wordt in de tandheelkunde bedoeld het houvast van een materiaal in een kaviteit. In het algemeen wordt hiermee het makroskopische houvast aangegeven van een restauratie in een ondersnijding en slaat deze term op de vorm van de kaviteit. Een dergelijk begrip bestaat niet in de toegepaste mechanica.

Het spraakgebruik in de tandheelkunde is echter vaak onduidelijk en verwarrend. De term retentie wordt ook wel gebruikt in situaties, waar het begrip adaptatie beter op zijn plaats zou zijn. Adaptatie duidt op het aansluitend vermogen van een restauratiemateriaal. Bij de omschrijving van de hechting van komposiet aan glazuur wordt bijvoorbeeld de term mikro-retentie gebezigd, terwijl er in feite sprake is van adaptatie. In de toegepaste mechanica kunnen overgangskondities worden aangeduid met de termen: 'hechting', 'wrijving' of 'speling'. Overgangskondities van dit soort kunnen worden beschreven door een algoritme, waarin onder meer de wrijvingscoëfficiënt tussen twee materialen is opgenomen. De term hechting geeft aan dat er een vaste verbinding bestaat tussen twee materialen: de wrijvingscoëfficiënt is oneindig groot. In deze situatie kan slechts verandering optreden door het ontstaan van breuk. De hechtsterkte van een overgang is gedefinieerd als de maximale spanning op het hechtend vlak, voordat breuk ontstaat. In de tandheelkundige literatuur wordt met het begrip adaptatie soms hechtsterkte bedoeld en soms wrijving. Wanneer de term speling wordt gebruikt wil dit zeggen, dat de hechtsterkte tussen twee materialen wordt overschreden en er een spleet ontstaat. De term wrijving geeft aan dat er een bepaalde kracht - de wrijvingskracht - overwonnen dient te worden vóórdat twee oppervlakken langs elkaar kunnen bewegen. De benodigde wrijvingskracht wordt

aangegeven door middel van de wrijvingscoëfficiënt tussen de materialen.

De meest gewenste kaviteitsvorm wordt enerzijds gedikteerd door de vormen van het resterende tandweefsel na verwijdering van aangetast weefsel, anderzijds door de eisen, die aan de geometrie van de restauratie worden gesteld. Het aanbrengen van een kaviteitsvorm, die zowel voor het resterende tandweefsel alsook voor het restauratiemateriaal zo ideaal mogelijk is, vindt plaats volgens bepaalde regels. In zekere zin worden voor amalgaampreparaties nog steeds de 'principes van Black' gehanteerd, die in 1908 werden gepubliceerd. De in het kader van dit onderzoek belangrijke principes zijn de preventieve uitbreiding en het verkrijgen van de vereiste resistentie (sterkte) en retentie (houvast). In de volgende deelparagrafen worden deze principes becommentarieerd.

NB: In mechanische zin betreft het restauratieprobleem de vraag: "Is de konstruktie, inklusief de verbindingen, sterk genoeg?".

Het gerestaureerde gebitselement dient in zijn geheel bestand te zijn tegen de fysiologische kauwbelasting. Deze belasting leidt tot spanningen in het gebitselement. De spanningen, die bij een gegeven belasting worden opgeroepen, zijn afhankelijk van:

- de konfiguratie van de kaviteit en de restauratie (bijvoorbeeld grootte, afronding etc.);
- de materiaaleigenschappen van de samenstellende delen;
- de overgangskondities (koppelvoorwaarden) tussen deze delen.

Aan de hand van een criterium is vast te stellen of een bepaalde toestand in mechanisch opzicht beter is dan een andere. Juist de EEM is een geschikt middel om spanningen te berekenen voor allerlei omstandigheden, door het gemak waarmee parameters kunnen worden gewijzigd.

De paragrafen 4.2 en 4.3 geven een beschrijving van de huidige inzichten ten aanzien van kaviteitsvormen voor amalgaam en komposiet. Hierbij wordt tevens aandacht geschonken aan de overgangskondities tussen restauratiemateriaal en -kaviteitswand.



## 4.2 OKKLUSALE KAVITEITSVORM VOOR AMALGAAM

Achtereenvolgens wordt in deze paragraaf aandacht besteed aan aspecten als preventieve uitbreiding van de kaviteit, sterkte (resistentie) van het gerestaureerde gebitselement en de overgangskondities tussen amalgaam en kaviteitswand.

### 4.2.1 Preventieve uitbreiding

Black achtte het niet voldoende om alleen het karieuze gebied in de preparatie te betrekken. De preparatierand diende naar die gebieden te worden verlegd, die van nature bestand zijn tegen karies. Door een dergelijke preventieve uitbreiding zou hernieuwd optreden van karies worden voorkomen. Strikte toepassing van deze regel had veelal uitbreiding tot gevolg in gebieden, waar geen karies aanwezig was en leidde tot opoffering van gezond weefsel.

Hernieuwd optreden van karies is echter veeleer afhankelijk van andere preventieve maatregelen. Het is gebleken, dat het zeer wel mogelijk is om door systematische toepassing van preventieve maatregelen, zoals mondhygiëne en fluoridering, hernieuwd optreden van karies te voorkomen, ook al is de restauratie beperkt tot het eigenlijke karieuze gebied.

### 4.2.2 Sterkte (resistentie)

Het gerestaureerde gebitselement dient in zijn geheel bestand te zijn tegen fysiologische kauwbelastingen. Zowel het resterende tandweefsel en de restauratie, alsook de overgang tussen beide, dient voldoende sterkte (resistentie) te bezitten. Hierbij is de eerste vraag: "Wat zijn de optredende spanningen bij gekozen geometrie en restauratiemateriaal?". Voor een antwoord op deze vraag zijn spanningsanalyses noodzakelijk. De tweede, daarna te beantwoorden vraag is: "Welk criterium moet worden gehanteerd om

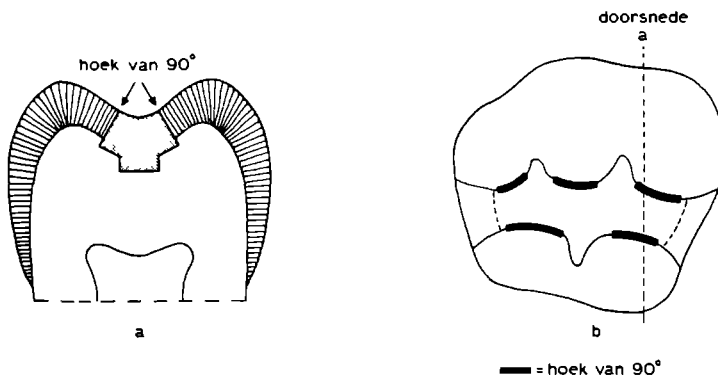
te kunnen beoordelen of de berekende spanningstoestand 'toelaatbaar' is bij de aanwezige materialen?".

Ten aanzien van de tandweefsels leidt dit volgens Elderton (1975) tot de algemene eis, dat preparaties zo klein mogelijk dienen te blijven. Daarnaast heeft de aandacht voor de sterkte (resistentie) van het tandweefsel geleid tot de vuistregel, dat alle, niet door dentine ondersteund glazuur verwijderd dient te worden. Deze vuistregel is gebaseerd op een primitief beeld van de optredende spanningen en van de 'toelaatbaarheidseis'. Door de richting van de glazuurprisma's mondt het toepassen hiervan uit in de voorwaarde, dat de wanden van een preparatie ongeveer loodrecht op het buitenoppervlak horen te staan. De vraag komt hierbij op of deze eis nog wel algemeen geldend is, gezien de enorm verbeterde eigenschappen van de huidige restauratiematerialen, zowel wat sterkte alsook wat hechting betreft. Bij een te allen tijde perfect passende restauratie zou het feit, dat glazuurprisma's niet door dentine ondersteund zijn, geen enkel probleem behoeven te vormen (Boyde (1976)).

De vormgeving van de bodem van de kaviteit is eveneens van invloed op de kwaliteit van de preparatie. Scherpe, interne hoeken geven daar immers aanleiding tot hoge spanningsconcentraties en dienen dus vermeden te worden (zie paragraaf 1.2). Een ronde, in plaats van een scherpe, hoek tussen bodem en wanden van de kaviteit levert waarschijnlijk eveneens een verlaging van de spanningstoestand op (Johnson et al (1968), Bell & Grainger (1971) en Almquist et al (1973)). Uit foto-elastisch onderzoek blijkt bijvoorbeeld een vlakke bodem, waarbij de hoeken zijn afgerond het meest gunstige spanningspatroon op te leveren (Johnson et al (1968)). Hoewel dit vanuit mechanisch oogpunt het meest gewenst kan zijn, wordt dit in de klinische situatie lang niet altijd gerealiseerd om niet onnodig veel weefsel op te offeren. Lokale verwijdering van karies weefsel verdient veelal de voorkeur boven het in zijn geheel verdiepen van de preparatie.

Met betrekking tot de restauratie geldt eveneens de eis om bestand te zijn tegen fysiologische belastingen, die tijdens het kauwproces optreden. Dit geldt in het bijzonder voor de randen maar ook voor de dikte van de restauratie. Het probleem, dat zich hierbij voordoet, is het vinden van het juiste evenwicht tussen de hoeveelheid resterend tandweefsel en de voor restauratie noodzakelijke massa restauratiemateriaal. De dikte van de restauratie vormt in wezen geen probleem, daar de preparatie meestal tot in het dentine dient te worden uitgebreid vanwege de lokalisatie van karies en er dus voldoende massa restauratiemateriaal aanwezig zal zijn. Ten aanzien van de randen is de situatie echter anders. Aangezien amalgaam bij geringe dikte onvoldoende sterkte bezit, verdienen preparatiehoeken van bijna  $90^{\circ}$  met het buitenoppervlak de voorkeur. Dun uitlopende amalgaamranden brengen bovendien de nodige andere problemen met zich mee, zoals bijvoorbeeld vervorming ten gevolge van mechanische belasting en/of korrosie op de overgang van amalgaam naar glazuur (Jørgensen (1965)). De sterkte-eis voor amalgaam om hoeken met het buitenoppervlak te maken, die de  $90^{\circ}$  benaderen, heeft tot alternatieve preparatievormen geleid (Elderton (1977), Advokaat et al (1979, 1980) en Morris & Heuer (1980)). Afbeelding 4.1 (a) geeft een doorsnede van een dergelijke alternatieve preparatievorm weer. Een dergelijke hoek van  $90^{\circ}$  wordt echter slechts in sommige gedeelten van een meervlaks preparatie toegepast (afb. 4.1 (b)). Ook toepassing bij okklusale preparaties is nog in een experimenteel stadium (Morris & Heuer (1980)). Deze gemodificeerde kaviteitsgeometrie voor amalgaam valt vooralsnog buiten het kader van het onderhavige onderzoek maar is onderwerp van verdere studie.

Gezien het feit, dat het overgangsgebied tussen amalgaam en tandweefsel - globaal gezien - uit een spleet bestaat, kan geen sprake zijn van enige 'hechtsterkte' daar ter plaatse. In de volgende deelparagraaf wordt nader ingegaan op de overgangskondities tussen amalgaam en tandweefsel.



Afb. 4.1 Alternatieve preparatievorm voor amalgaam. Doorsnede (a) en lokalisatie (b) van de hoek van  $90^{\circ}$ .

#### 4.2.3 Overgangskondities

Door de ondersneden vorm van de kaviteit wordt het gebits-element behoedt voor het 'uitvallen' van de restauratie. Aangezien bij amalgaam nauwelijks sprake is van enige hechting aan de kaviteitswand, dient de vorm van de kaviteit zodanig te zijn, dat dit 'uitvallen' van de restauratie wordt voorkomen. Factoren, die een bijdrage leveren aan het houvast (retentie) van een amalgaamrestauratie zijn:

- a) recht, hoekige vorm;
- b) oppervlaktevergroting (uitbreiding, groeven en pinnen);
- c) ondersnijding (konvergentie, groeven en pinnen).

Het optimaliseren van deze factoren is veelal in tegenspraak met de sterkte-eisen. In verband met de sterkte gaat de voorkeur uit naar de afgeronde vormen en bestaat vaak de neiging om uitbreiding

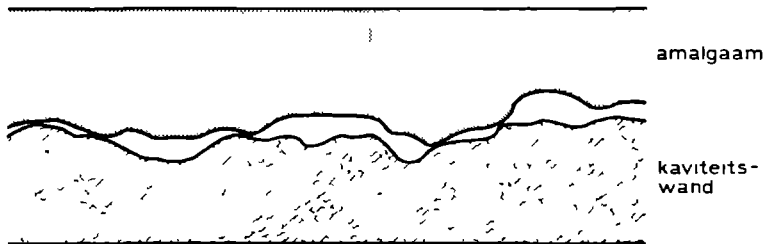
van de kaviteit tot een minimum te beperken. Het is daarom noodzakelijk om een juiste verhouding tussen beide te bereiken. De EEM zou hier - middels spanningsanalyses - uitkomst kunnen bieden. Bij een okklusale preparatie voor amalgaam wordt de, voor het houvast (retentie) benodigde, rechte hoekige vorm gemodificeerd tot zo recht mogelijke vormen met afgeronde hoeken. Oppervlaktevergroting door middel van groeven en pinnen is bij okklusale preparaties niet van toepassing, aangezien door middel van geringe konvergentie van de opstaande wanden voldoende ondersnijding kan worden aangebracht.

Tijdens de verwerkingsprocedure van amalgaam drukt de tandarts het restauratiemateriaal zo goed mogelijk tegen de kaviteitswand. Ook bij optimale verwerking blijft op sommige plaatsen een ruimte over tussen restauratie en kaviteitswand, terwijl op andere plaatsen het amalgaam contact maakt met de kaviteit. Tijdens het uitharden van het amalgaam treden volumeveranderingen op, die leiden tot verandering van deze initiële ruimte. Bij het bepalen van de overgangskondities spelen diverse factoren een rol, onder meer de oppervlakteruwheid en de poriën, die in het tandweefsel aanwezig zijn, de grootte van het raakoppervlak en het aantal raakpunten van restauratie en kaviteitswand (Vrijhoef (1973)).

Vrijhoef et al (1971) introduceerden een geometrische methode, die geschikt is om een kwantitatieve karakterisering van deze overgang te verkrijgen. Letzel (1972) bepaalde met deze methode geometrisch de gemiddelde afstand van amalgaamrestauratie tot kaviteitswand. De door hem gerapporteerde gemiddelde spleetbreedte is 6-8  $\mu\text{m}$ . Na een destruktieve behandeling van het amalgaam blijkt de spleetbreedte te variëren van 0-20  $\mu\text{m}$ . Saltzberg et al (1976) voerden met behulp van scanning elektronen mikroskopie (SEM) onderzoek uit naar de overgang van amalgaam naar tandweefsel. SEM levert de fokusdiepte en vergroting, die voor een dergelijk onderzoek vereist zijn. De kans op introductie van artefakten is bij

deze methode echter zeer groot. De onderzoekers toonden visueel aan, dat er tussen restauratie en tandweefsel smalle openingen bestaan, die tot op volledige diepte van de kaviteit kunnen doordringen. De breedte van deze spleten varieert volgens deze onderzoekers van 5-20  $\mu\text{m}$ .

Gesteld kan worden dat het raakvlak tussen amalgaam en kaviteitswand onvolledig is. Door de onregelmatigheden in het kaviteitsoppervlak en aan de zijde van het amalgaam bestaat er een zeer onregelmatig gevormde spleet (afb. 4.2).



Afb. 4.2 Schematische weergave van de aansluiting van amalgaam aan kaviteitswand.

De laatste twee decennia is veel onderzoek gedaan naar het aansluitend (adaptief) vermogen van tandheelkundige restauraties. Dit hield onder meer in onderzoek naar fenomenen als mikrolekkage, perkolatie-effekt, vloeistofuitwisseling, vloeistofdifusie en penetratie via kapillair werking langs de randen van restauraties. Het begrip 'randlekkage' rond restauraties omvat deze fenomenen. Het merendeel van onderzoek naar randlekkage handelt ofwel over diffusiemechanismen in het tandweefsel of betreft de kwaliteit van het afsluitend vermogen van het restauratiemateriaal. Onderzoeksgegevens met betrekking tot de overgang van amalgaam naar kaviteitswand, waarbij de wrijvingscoëfficiënt werd bepaald, zijn ons uit de literatuur niet bekend. Velerlei technieken zijn echter

ontwikkeld om de overgang van restauratie naar tandweefsel te onderzoeken. De onderzoeken, die gedaan zijn, bevestigen de idee dat de randen van amalgaamrestauraties geenszins hechte, inerte en ondoordringbare barrières vormen, maar eerder dynamische mikrosystemen voorstellen. Bakterieën, toxinen en oplosbare ionen (kleurstoffen) zijn vaak gebruikt om aan te tonen dat restauratiematerialen geen hermetische afsluiting vormen. De technieken, die bij dergelijke onderzoeken gebruikt kunnen worden, zijn zeer uiteenlopend van aard. Het meest bekende en veel geciteerde onderzoek op het gebied van randlekkage is het werk van Nelsen, Wolcott & Paffenbarger (1952). Hierin rapporteerden zij over onderzoek naar de mikrolekkage, die optrad door het openen en sluiten van restauratieranden als gevolg van temperatuurswisseling. Dit zogenaamde perkolatie-effekt bewijst het bestaan van vloeistofuitwisseling aan de randen van restauraties. Phillips et al (1961) maakten gebruik van radio-actieve isotopen. Bij hun laboratoriumonderzoek maten zij de randaansluiting van restauraties, die een tijd in de mond van mensen en dieren aanwezig waren geweest. Ofschoon dergelijk onderzoek orale kondities simuleert, blijft de klinische significantie van de resultaten spekulatief. De oude, veel gebruikte methode met behulp van organische kleurstoffen werd door Christen & Mitchell (1966) verbeterd door toepassing van fluorescerende kleurstoffen. Fluorescerende kleurstof blijkt helderder te zijn dan organische kleurstof en kan in veel kleinere hoeveelheden al worden waargenomen (Loiselle et al (1969) en Grieve (1971)). Naast deze methoden is ook onderzoek verricht met behulp van luchtdruk (Pickard & Gayford (1965), Granath & Svensson (1970) en Granath (1971)). Een voor weinig onderzoekers beschikbare methode vormt onderzoek door middel van neutronen aktivatie-analyse (Going et al (1968)).

De onderzoeken, die op het terrein van adaptatie (aansluiting) en randlekkage hebben plaats gevonden, hebben geleid tot de volgende konklusies ten aanzien van amalgaamrestauraties:

1. het aansluitend vermogen is in het begin slecht;
2. bij toename van de leeftijd van de restauratie verbetert de aansluiting en vermindert de mikrolekkage door accumulatie van organisch materiaal en/of korrosieprodukten op het grensvlak van de restauratie (Phillips et al (1961));
3. temperatuurswisseling leidt afwisselend tot toename en afname van de spleetbreedte tussen restauratie en kaviteitswand, dus tot steeds wisselende aansluiting;
4. aansluiting en mikrolekkage zijn afhankelijk van de verwerking van het materiaal: slechte consistentie en condensatie van het amalgaam en onzorgvuldige handelswijze leiden tot aanzienlijke vermindering van de randaansluiting (Jørgensen (1965, 1967), Wing & Lyell (1966) en Granath (1971));
5. zorgvuldige en korrekte handelswijze bij de verwerking van het amalgaam is van groter belang dan de keuze, wat betreft soort legering (Leidal & Dahl (1980));
6. volumeveranderingen, die tijdens het uitharden van het amalgaam optreden, zijn van invloed op de aansluiting (Vrijhoef (1973)). Amalgaamsorten met weinig expansie of uitgebalanceerde volumeveranderingen leveren de beste aansluiting op (Øilo (1976));
7. randbreuk van een amalgaamrestauratie vindt plaats als gevolg van het zogenaamde 'ditching'-fenomeen (het afstaan van de restauratierand van de kaviteitswand). Oorzaak hiervoor kan zijn het feit, dat amalgaam op den duur kruip of korrosie vertoont aan de zijde van de kaviteitswand (Jørgensen (1965), Mahler et al (1970) en Espevik & Mjør (1979));
8. toepassing van vernissen leidt tot significante reductie van de mikrolekkage in het beginstadium (Phillips et al (1961), Swartz & Phillips (1961) en Barber et al (1964));
9. er bestaan aanzienlijke individuele verschillen per restauratie en per tandarts (Swartz & Phillips (1961), Elderton (1977) en Letzel et al (1978)).

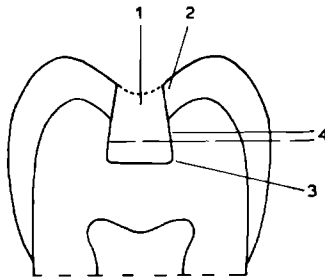


#### 4.2.4 Samenvatting

Tot nu toe hebben de opvattingen over de geometrie van een okklusale preparatie voor amalgaam in het premolaar-molaargebied relatief weinig verandering ondergaan. Bij de modelvorming van dit onderzoek zal voor de amalgaamrestauratie worden uitgegaan van een kaviteitsgeometrie, die op grond van de hierboven gegeven overwegingen geacht wordt een kompromis te zijn tussen de verschillende tegenstrijdige eisen. De kenmerken van de gekozen geometrie (afb. 4.3) zijn:

- a) een rechte preparatievorm;
- b) ronde interne hoeken;
- c) geringe konvergentie van de opstaande wanden.

De afmetingen van de preparatie alsmede de mate van konvergentie van de opstaande wanden (en dus tevens de hoek hiervan met het buitenoppervlak) worden gevarieerd.



Afb. 4.3 Konventionele preparatie van een okklusale kaviteit in een molaar.

- Doorsnede: 1 = okklusale toegang tot dentine-kaviteit;  
2 = hoek met buitenoppervlak;  
3 = ronde interne hoek;  
4 = konvergerende opstaande wanden.

Ten aanzien van de overgangskondities (koppelvoorwaarden) tussen amalgaam en tandweefsel kan gesteld worden, dat er geen hechting in mechanische zin plaats vindt. Er bestaat een zeer onregelmatig gevormde spleet, die aan sterke variatie onderhevig is. De overgangskondities, die aan de overgang amalgaam/tandweefsel toegekend dienen te worden, zijn uit experimenteel onderzoek nog niet bekend.

#### 4.3 OKKLUSALE KAVITEITSVORM VOOR KOMPOSIT

Komposiet wordt algemeen toegepast als restauratiemateriaal in frontelementen. Doordat de kleur van komposiet een grote gelijkenis vertoont met die van een gebitselement, kan een esthetisch goed resultaat worden bereikt. De geringe slijtvastheid van het materiaal, in vergelijking tot amalgaam, heeft er toe geleid dat het indikatiegebied in eerste instantie beperkt bleef tot gebieden, waar hoge eisen worden gesteld aan esthetiek. Als vervanging van restauratiematerialen op basis van silicaatcement en ongevulde kunsthars werd komposiet oorspronkelijk toegepast in konventionele kaviteiten: doosvormige preparaties, waarbij houvast (retentie) wordt verkregen door ondersnijding of groeven en waarvan de wanden bijna loodrecht op het buitenoppervlak staan. Met de intrede van de etstechniek - waarbij het mogelijk is een hechte verbinding tussen restauratiemateriaal en kaviteitswand tot stand te brengen - zijn tevens de bestaande preparatievormen aangepast en werden alternatieve kaviteitsgeometrieën ontwikkeld. Een dergelijke hechtende restauratie wordt ook wel adhesieve restauratie genoemd. Het principe van preventieve uitbreiding (Black (1908)) kan hierbij worden verlaten. Het is niet meer nodig om de preparatie uit karies-preventieve overwegingen uit te breiden, aangezien het aan de kaviteit grenzende glazuur wordt verzegeld en daardoor beter bestand is tegen invloeden van buiten af.

In de deelparagrafen 4.3.1 en 4.3.2 komen achtereenvolgens de sterkte (resistentie) van het gerestaureerde gebitselement en de overgangskondities of koppelvoorwaarden van komposiet naar tandweefsel aan bod, waarna toepassing van adhesieve restauraties in het premolaar-molaargebied wordt beschreven. De paragraaf wordt afgesloten met een korte samenvatting.

#### 4.3.1 Sterkte (resistentie)

Doordat uitbreiding van de kaviteit nauwelijks hoeft plaats te vinden, anders dan door verwijdering van kariëus weefsel en afschuining van de glazuurwand, blijft zoveel mogelijk gezond tandweefsel behouden. Volgens Buonocore (1975) en Lutz et al (1976 a) bezit een adhesief gerestaureerd gebitselement hierdoor een optimale sterkte. De vraag hoort echter te zijn: "Is de spanningstoestand, die door belasting in een gerestaureerd gebitselement ontstaat, bij een dergelijke combinatie van kaviteitsgeometrie, restauratiemateriaal en overgangskondities 'toelaatbaar' voor ieder van deze aspecten?".

De kwaliteit van de verbinding tussen komposiet en geëtt glazuur (zie 4.3.2) is onderzocht door Mitchem & Turner (1974). Zij konkludeerden uit in vitro onderzoek, dat de sterkte van de verbinding onder meer erg afhankelijk is van de mate, waarin de komposiet het glazuur kan bevochtigen. De door hen gerapporteerde waarde voor de hechtsterkte van de verbinding Adaptic<sup>®</sup>/glazuur was  $30 (\pm 2) \text{ N/mm}^2$ . Deze waarde ligt hoger dan de door Short et al (1976) en Rider et al (1977) gerapporteerde waarde, eveneens verkregen uit in vitro onderzoek. Zij bepaalden de hechtsterkte van deze verbinding op  $17 (\pm 4) \text{ N/mm}^2$ . De hechtsterkte van de verbinding komposiet/glazuur blijkt echter ook dan nog groter te zijn, dan de treksterkte van glazuur, die gemiddeld  $10 \text{ N/mm}^2$  bedraagt (zie hoofdstuk 3).

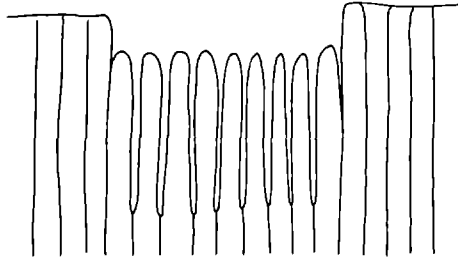
#### 4.3.2 Overgangskondities

Bij een konventioneel kaviteitsontwerp wordt 'uitvallen' van de restauratie verhinderd (retentie bevorderd) door het aanbrengen van rechte, hoekige vormen, oppervlaktevergroting en ondersnijding. Door de etsprocedure kan hechting worden bereikt van het komposiet aan het bewerkte glazuur. Rechte, hoekige vormen en

ondersnijdingen zijn bij een dergelijke adhesieve restauratie niet meer noodzakelijk. Oppervlaktevergroting van het glazuur door afschuining (makro-nivo) en etsbewerking (mikro-nivo) levert een goede hechting op van het restauratiemateriaal. De preparatie kan mede hierdoor beperkt blijven tot het verwijderen van het aangetaste weefsel en het aanbrengen van de afschuining. De vraag hierbij is: "Op welke wijze beïnvloedt de preparatievorm de spanningstoestand?". Door spanningsanalyses uit te voeren, kan een dergelijke vraag worden beantwoord. Øilo & Jørgensen (1977) onderzochten de relatie tussen het optreden van scheurtjes in het glazuur naast de restauratie en de vorm van de preparatierand. Zij onderzochten drie preparatievormen, waarbij de kaviteit ófwel loodrecht stond op het buitenoppervlak ófwel in een kleine of grote afschuining eindigde. Na kleurstofpenetratie bleek, dat er minder scheurtjes in het glazuur voorkomen naarmate de afschuining langer is.

Voorbehandeling van glazuur met een sterk zuur heeft tot resultaat, dat hechting van komposiet aan glazuur wordt verkregen en een sterk verminderde randlekkage wordt bereikt (Buonocore (1955)). De wijze, waarop het glazuuroppervlak wordt aangetast door zuren, is door verscheidene onderzoekers zichtbaar gemaakt met behulp van elektronenmikroskopie; onder meer door Retief (1973), Brannström & Nordenvall (1977) en Rider et al (1977). Door glazuur enige tijd bloot te stellen aan de inwerking van een sterk zuur gaat een zéér dun laagje glazuur geheel verloren (circa 7  $\mu\text{m}$ ) en wordt het onderliggend glazuur tot op bepaalde diepte selectief opgelost (Davidson & Arends (1980)). Het reliëf (etspatroon), dat op deze wijze ontstaat, varieert afhankelijk van de oriëntatie van de glazuurprisma's en de apatietkristallieten. Het centrale deel van de glazuurprisma's is dicht bezet met goed geordende kristallieten, terwijl de periferie van de prisma's bestaat uit minder geordende kristallieten in minder dichte pakking. Het zuur dringt in de periferie van de prisma's binnen en lost het

hydroxylapatiet daar sneller op dan in het centrum. Het etspatroon vertoont hechte prisma's, waaromheen tot op zekere diepte (circa 20-30  $\mu\text{m}$ ) een nauwe spleet is geëtst (zie afb. 4.4).



Afb. 4.4 Schematische weergave van geëtst glazuur, waarop de glazuurprisma's en het etspatroon te zien zijn.

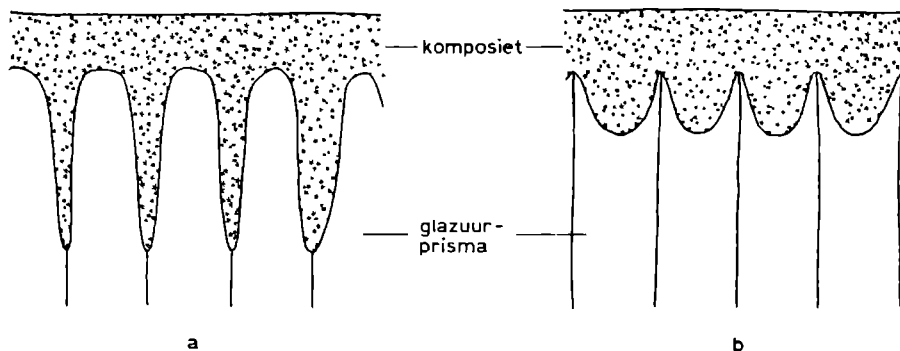
De verbinding tussen het op deze wijze bewerkte glazuur en het hieraan hechtende komposiet blijkt vrijwel even sterk - zo niet sterker - te zijn dan het oorspronkelijke, niet-geëtste glazuur (Rider (1977)).

Wanneer glazuur, dat rijk is aan fluoride wordt geëtst, verloopt het etsproces anders, aangezien het fluoride voornamelijk in de periferie van de prisma's is ingebouwd. Door fluoridering wordt het hydroxylapatiet omgezet tot fluorapatiet. Door op de juiste wijze te etsen met een sterk zuur, kan het glazuur echter wel oplossen. Bij gefluorideerd glazuur is de periferie van de prisma's beter bestand tegen de inwerking van een sterk zuur dan het centrum. Het gevolg hiervan is dat door etsen het centrale deel van de prisma's oplost, terwijl de zwakkere omgeving blijft staan. Er ontstaat als het ware een honingraatpatroon. Eerst na langer etsen lost het fluorapatiet eveneens op en treft men weer het normale etspatroon aan (Davidson (1980)). Minder hechtende etspatronen treft men ook aan bij aprismatisch glazuur (in het melkgebit), in de buurt van de tandhalzen (in het blijvend gebit)

en in de diepste punten van de fissuren.

Tot nu toe zijn de pogingen van diverse onderzoekers om een goede hechting van komposietmateriaal aan dentine te verkrijgen, nog niet geslaagd. Hierbij spelen velerlei factoren een rol (Hollinger & Moore (1979)). Het blijkt bijvoorbeeld onmogelijk om een vitaal dentine-oppervlak te drogen. Het uittredende vocht uit de afgesneden dentinetubuli vormt een steeds aanwezig tussenlaagje tussen het komposiet en het dentine (Lutz et al (1976 a)). Na een etsbehandeling vertoont het dentine weliswaar een sterk verruwd oppervlak (Lee et al (1973)), maar een dergelijke bewerking levert geen essentiële bijdrage aan de mate van hechting.

Hechting van komposiet aan geëtsd glazuur vindt plaats op mikroschaal. De hechting wordt verkregen door het binnendringen van talrijke, zeer dunne, komposiet-uitlopers, die in de inter- en intraprismatische holten van de etspatronen (afb. 4.5) verharden. Hierdoor ontstaat een stevige mikromechanische verbinding tussen het komposietmateriaal en het glazuur. De komposiet-uitlopers zijn onder andere door Myers et al (1974) en Silverstone (1974) met behulp van elektronenmikroskopie waargenomen.



Afb. 4.5 Hechting van komposiet aan geëtsd glazuur: interprismatische (a) en intraprismatische (b) vergroting van het oppervlak.

De penetratiediepte van het komposiet in het poreuze glazuur en dus de lengte van deze uitlopers, is sterk afhankelijk van de viskositeit van het materiaal. Om hieraan tegemoet te komen wordt veelal een zogenaamde 'bonding' (ongevulde kunsthars) aangebracht, vóórdat insertie van het restauratiemateriaal plaats vindt.

Buonocore et al (1973) toonden aan dat door overvullen van een preparatie, die een hoek van  $90^{\circ}$  maakt met het buitenoppervlak, een betere hechting ontstaat van het restauratiemateriaal aan de rand als gevolg van de toename van het totale glazuerooppervlak, waaraan hechting plaats vindt. Ibsen & Neville (1974) bevelen een lichte mate van afschuining van de glazuurrand aan om het hechtingsgebied te vergroten en de kwaliteit van de hechting te verhogen. Sockwell (1976) beweert eveneens dat afschuining van de preparatierand een groter hechtingsoppervlak oplevert en daarnaast de esthetiek ten goede komt.

Door toepassing van de etstechniek wordt randlekkage van de restauratie in sterke mate verminderd of voorkomen (Buonocore et al (1973), Hembree & Andrews (1976), Eriksen & Pears (1978) en Hembree (1980)). De invloed, die de vorm van de preparatierand heeft op randlekkage, is door diverse onderzoekers onderzocht. Er bestaat echter geen eensluidende mening over de meest gewenste vorm van de preparatierand. Hier zou analyse met behulp van de EEM uitsluitel kunnen bieden.

Erikson & Buonocore (1976) onderzochten de invloed van de kaviteitsvorm op de hechting van komposiet aan glazuur. Bij vijf verschillende preparatievormen werd randlekkage zichtbaar gemaakt door middel van kleurstofpenetratie. Bij de preparatievorm met glazuurwanden loodrecht op het buitenoppervlak, zonder afschuining, wordt veel lekkage waargenomen, terwijl de overige preparatievormen - alle min of meer afgeschuind - slechts in geringe mate lekkage vertonen. De onderzoekers verklaren de grote randlekkage bij rechte preparatiewanden uit het feit, dat de hechting aan een glazuerooppervlak evenwijdig aan de glazuurprisma's niet zo



groot is als aan een oppervlak met schuin doorgesneden glazuurprisma's. Welk & Laswell (1976) bevelen eveneens een korte glazuurafschuining aan om de randlekkage te verminderen. Handboeken met betrekking tot adhesieve tandheelkunde geven aan dat het glazuuroppervlak dient te worden voorzien van een afschuining (Ibsen & Neville (1974), Buonocore (1975), Silverstone (1975) en Lutz et al (1976 a)).

Er zijn echter ook onderzoeken uitgevoerd, die hiermee in tegenspraak zijn. Kempler et al (1976) rapporteerden dat afgeschuinde preparatieranden meer randlekkage vertonen dan preparatieranden, die een hoek van  $90^{\circ}$  met het buitenoppervlak vormen. Hawkins et al (1976) modificeerden de konventionele preparatierand door een uitgeholde afschuining in het glazuur aan te brengen, die loodrecht op het buitenoppervlak eindigt. Zij constateerden bij deze preparatievorm verminderde randlekkage ten opzichte van de konventionele preparatievorm. Eliasson & Hill (1977) komen bij hun onderzoek van preparaties met verschillend gevormde randen tot de konklusie, dat bij geëtste randen - ongeacht de vorm ervan - nauwelijks of geen randlekkage optreedt. Andere factoren - zoals bijvoorbeeld dikte van het resterend glazuur - zijn mogelijk van meer invloed op randlekkage dan de vorm van de preparatierand. Ook Davidson & Arends (1980) zijn de mening toegedaan dat het aanbrengen van een afschuining niet altijd een vereiste is, aangezien ook aan in de lengterichting geëtste prisma's enige hechting kan plaats vinden.

Gezien het feit, dat de meningen ten aanzien van randlekkage verdeeld zijn, maar een afschuining in ieder geval toename van hechtsterkte tot gevolg heeft - via oppervlaktevergroting op makro-nivo - wordt in dit onderzoek voor komposiet een adhesieve kaviteitsvorm volgens Lutz aangehouden. Deze kaviteitsvorm wordt in de volgende deelparagraaf beschreven.

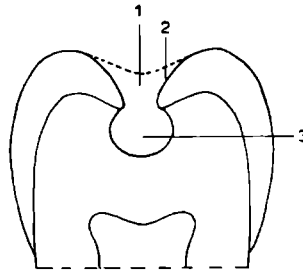
### 4.3.3 Toepassing in premolaar-molaargebied

De adhesieve preparaties zijn aanvankelijk ontwikkeld voor frontelementen (Lutz & Burkart (1974)). Het wezenlijke verschil van restauraties in het premolaar-molaargebied met frontrestauraties is de grootte van de kaviteit (waardoor meer massa aan restauratiemateriaal ontstaat) en de mechanische belasting, die bij de distale gebitselementen aanzienlijk groter is. Doordat een relatief grote massa restauratiemateriaal gebruikt dient te worden, wordt de volumeverandering bij polymerisatie een faktor van belang. De mechanische belasting, die tijdens het kauwproces optreedt, heeft vooral abrasieve werking: er treedt slijtage van het oppervlak op. De laatste jaren is er een zogenaamde 'nieuwe generatie' komposieten in ontwikkeling, die meer slijtvast is en derhalve in aanmerking komt voor toepassing in het premolaar-molaargebied. Hierover zijn nog weinig onderzoeksgegevens bekend. In het kader van dit onderzoek beperken we ons tot de konventionele komposieten.

Naast de algemeen aanvaarde toepassing van komposietrestauraties in frontelementen, werden door Phillips et al (1973) meervlaks komposietrestauraties in de zijdelingse delen vervaardigd en onderzocht. Er werden konventionele preparaties gemaakt, waarbij een kleine afschuining werd aangebracht in het glazuur en de etsprocedure werd toegepast. Bij dit vergelijkend onderzoek tussen amalgaam en komposietrestauraties bleek na drie jaar de randaansluiting van de geëtste komposietrestauraties nog goed te voldoen, terwijl de randaansluiting van de amalgaamrestauraties verslechterd was. Bij de komposietrestauraties was echter een duidelijke slijtage waarneembaar aan het okklusale oppervlak. De amalgaamrestauraties daarentegen behielden hun optimale anatomische vorm.

Lutz et al (1976 a + b) ontwierpen een adhesieve preparatievorm voor meervlaks restauraties. Uitgangspunten hierbij zijn een goede randaansluiting door gebruik van etstechniek en zo weinig

mogelijk verlies van gezond tandweefsel. Door de principes voor adhesieve preparaties, ontwikkeld voor frontelementen, toe te passen op meervlaks preparaties in het premolaar-molaargebied ontstond een ronde kaviteitsvorm, waarbij de glazuurwanden van brede afschuiningen waren voorzien (afb. 4.6).

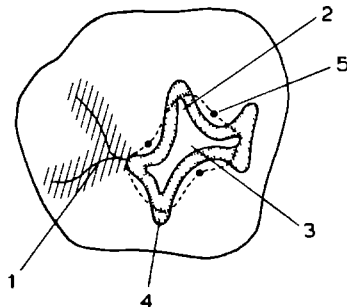


Afb. 4.6 Adhesieve preparatie van een okklusale kaviteit in een molaar volgens Lutz et al (1976 a).

Doorsnede: 1 = okklusale toegang tot dentine-kaviteit;  
2 = afgeschuind glazuur;  
3 = dentine-kaviteit.

Doordat het volume van een adhesieve restauratie in dergelijke situaties aanzienlijk kleiner is dan dat van een conventionele restauratie, is tevens de optredende polymerisatiekrimp kleiner. Het afgeschuinde glazuur biedt een groot hechtend oppervlak. Door een ondersnijding aan te brengen onder deze schuine glazuurwand leidt de polymerisatiekrimp, die bij de moderne komposieten 1,5-2 vol.% bedraagt, niet tot spleetvorming tussen restauratie en kaviteitswand. Tijdens het uitharden van de restauratie wordt het komposietmateriaal ten gevolge van de polymerisatiekrimp tegen het geparpareerde en geëtste glazuuroppervlak gedrukt. De polymerisatiekrimp wordt voornamelijk aan de vrije restauratievlakken gecompenseerd. (NB: Dergelijke fenomenen zouden overigens met behulp

van de EEM uitstekend geanalyseerd kunnen worden). De geringe slijtvastheid van komposieten is bij een preparatie volgens Lutz van weinig belang, omdat deze adhesieve techniek in de zijdelingse delen slechts geïndiceerd is bij kleine initiële laesies. Door de geringe afmetingen van de kaviteit zullen de okklusale kontakten met antagonisten in het algemeen buiten de preparatie- en restauratieranden vallen (zie afb. 4.7).



Afb. 4.7 Adhesieve preparatie van een okklusale kaviteit in een eerste ondermolaar.

Okklusaal aanzicht: 1 = verzegelde fissuur;

2 = bij preparatie betrokken fissuur;

3 = dentine-kaviteit;

4 = afgeschuind glazuur;

5 = kontakten bij maximale okklusie.

#### 4.3.4 Samenvatting

Uit het bovenstaande kan geconkludeerd worden, dat de huidige optimale kaviteitsvorm voor het restauratiemateriaal komposiet een zogenaamde adhesieve preparatie is. Bij de modelvorming van dit onderzoek zal voor komposiet worden uitgegaan van een kaviteitsgeometrie als in afbeelding 3.3: een adhesieve preparatievorm

voor een kleine kaviteit, zoals is beschreven door Lutz et al (1976 a). Het gedeeltelijk ondermijnde glazuur is voorzien van een brede afschuining en de okklusie- en artikulatiekontakten vinden in principe buiten de preparatiegrenzen plaats.

Ten aanzien van de overgangskondities tussen komposiet en glazuur kan worden uitgegaan van goede hechting tussen restauratie en tandweefsel. De koppelvoorwaarde tussen beide zal worden beschreven als een hechte verbinding. Vooralsnog wordt de overgang tussen komposiet en dentine eveneens als een hechte verbinding beschouwd. In hoofdstuk 7 wordt aandacht besteed aan de invloed hiervan op het spanningsverloop.

#### 4.5 REFERENTIES

ADVOKAAT, J.G.A.; AKERBOOM, H.B.M.; AMERONGEN, W.E. van; BORGMEIJER, P.J. & REENEN, G.J. van: The influence of the preparation on the durability of the amalgam restoration. J.dent.Res.Spec.Iss. A58: 199 (1979)

ADVOKAAT, J.G.A.; AKERBOOM, H.B.M.; BORGMEIJER, P.J. & REENEN, G.J. van: The influence of the preparation on the marginal breakdown of the amalgam restoration. Results after two years. IADR/CED, abstract nr. 57 (1980)

ALMQUIST, T.C.; COWAN, R.D. & LAMBERT, R.L.: Conservative amalgam restorations. J.prost.Dent. 29: 524-528 (1973)

BARBER, D.; LYELL, J. & MASSLER, M.: Effectiveness of copal resin varnish under amalgam restorations. J.prost.Dent. 14: 533-536 (1964)

BELL, B. & GRAINGER, D.: Basic Operative Dentistry Procedures. 2nd ed. Lea & Febiger, Philadelphia (1971)

BLACK, G.V.: Operative Dentistry. Medico-dental publ.Co., Chicago (1908)

BRÄNNSTRÖM, M. & NORDENVALL, K.J.: The effect of acid etching on enamel dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. J.dent.Res. 56: 917-923 (1977)

BOYDE, A.: Enamel structure and cavity margins. J.oper.Dent. 1: 13-28 (1976)

BUONOCORE, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J.dent.Res. 34: 849 (1955)

BUONOCORE, M.G.: The use of adhesives in dentistry. Thomas Publ., Illinois (1975)

BUONOCORE, M.G.; SHEYKHOLESLAM, Z. & GLENA, R.: Evaluation of an enamel adhesive to prevent marginal leakage: an in vitro study. J.dent.Child. 40: 119-124 (1973)

CHRISTEN, A.G. & MITCHELL, D.F.: A fluorescent dye method for demonstrating leakage around dental restorations. J.dent.Res. 45: 1485-1492 (1966)

DAVIDSON, C.L. & ARENDS, J.: Composieten en fissuurlakken. Stafleu & Tholen B.V., Alphen a/d Rijn (1980)

- ELDERTON, R.J.: Research on cavity design for amalgam restorations. *Opdent. Proc.int.symp. on amalgam and tooth-coloured restorative materials* 241-244 Ed.: Van Amerongen, Dippel, Spanauf & Vrijhoef, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1975)
- ELDERTON, R.J.: The quality of amalgam restorations (II). In: *Assessment of the quality of dental care* (H. Allred). *Experimental Dental Care Project*. The London Hospital Medical College (1977)
- ELIASSON, S.T. & HILL, G.L.: Cavosurface design and marginal leakage of composite resin restorations. *J.oper.Dent.* 2: 55-58 (1977)
- ERIKSEN, H.M. & BUONOCORE, M.G.: Marginal leakage with different restorative materials in vitro. *J.oral Reh.* 3: 315-322 (1976)
- ERIKSEN, H.M. & PEARS, G.: In vitro caries related to marginal leakage around composite resin restorations. *J.oral Reh.* 5: 15-20 (1978)
- ESPEVIK, S. & MJØR, I.A.: Degradation of amalgam restoration in vivo. *STP 684 ASTM* 316-327 (1979)
- FULLER, J.L. & DENEHY, G.E.: Improving the class V composite resin restoration. *Gen.Dent. Mrt/Apr*: 31-38 (1980)
- GOING, R.E.; MYERS, H.M. & PRUSSIN, S.G.: Quantative method for studying microleakage in vivo and in vitro. *J.dent.Res.* 47: 1128-1132 (1968)
- GRANATH, L.E.: Studies on microleakage with restorative materials. III. *Acta Odont.Scand.* 29: 65-73 (1971)
- GRANATH, L.E. & SVENSSON, A.: Studies of microleakage with restorative materials; a new air pressure method. *Scand.J.dent.Res.* 78: 353-366 (1970)
- GRIEVE, A.R.: Marginal adaptation of amalgam in relation to the finish of cavity margins. *Brit.dent.J.* 130: 239-242 (1971)
- HAWKINS, I.K.; FAIRHURST, C.W.; KINZER, R.L. & OKABE, T.: Effects of cavity design on microleakage in class V restorations. *J.dent. Res.* 55: B140 (1976)
- HEMBREE, J.H.: Microleakage of composite resin restorations with different cavosurface designs. *J.prost.Dent.* 44: 171-174 (1980)
- HEMBREE, J.H. & ANDREWS, J.T.: Microleakage of several acid-etch composite resin systems: a laboratory study. *J.oper.Dent.* 1: 91-97 (1976)

HOLLINGER, J.O. & MOORE, E.M.: Adhesion and dentin. J.oper.Dent. 4: 9-14 (1979)

IBSEN, R.L. & NEVILLE, K.: Adhesive restorative dentistry. W.B. Saunders Co., Philadelphia (1974)

JOHNSON, E.W.; CASTALDI, C.R.; GAU, D.J. & WYSOCKI, G.P.: Stress pattern variations in operatively prepared human teeth, studied by three-dimensional photoelasticity. J.dent.Res. 47: 548-558 (1968)

JØRGENSEN, K.D.: Adaptibility of dental amalgams. Acta Odont.Scand. 23: 257-270 (1965 a)

JØRGENSEN, K.D.: The mechanism of marginal fracture of amalgam fillings. Acta Odont.Scand. 23: 347-389 (1965 b)

JØRGENSEN, K.D.: Structure study of amalgam. III. Acta Odont. Scand. 25: 85-104 (1967)

KEMPLER, D.; STARK, M.M.; LEUNG, R.L. & GREENSPAN, J.S.: Enamel-composite interface relative to cavosurface configuration, abrasion and bonding agents. J.oper.Dent. 1: 137-145 (1976)

LEE, H.L.; ORLOWSKI, J.A.; SCHEIDT, G.C. & LEE, J.R.: Effects of acid etchants on dentin. J.dent.Res. 52: 1228-1233 (1973)

LEIDAL, T.I. & DAHL, J.E.: Marginal integrity of amalgam restorations. Acta Odont.Scand. 38: 81-88 (1980)

LETZEL, H.: Adaptatie en tandheelkundige restauratie. Een micro-geometrisch onderzoek. Dissertatie, Nijmegen (1972)

LETZEL, H.; AARDENING, C.J.M.W.; FICK, J.M.; LEUSEN, J. van & VRIJHOEF, M.M.A.: Tarnish, corrosion, marginal fracture and creep of amalgam restorations: a two-year clinical study. J.oper.Dent. 3: 82-92 (1978)

LOISELLE, R.J.; GOLDBERG, A.F.; GROSS, R.L. & STUEVER, C.H.: Marginal microleakage - an in vivo assessment. J.amer.dent.Ass. 78: 758-760 (1969)

LUTZ, F. & BURKART, R.: Das Concise<sup>R</sup>-Enamel-Bond-System, eine Alternative? Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 84: 1113-1129 (1974)

LUTZ, F.; LUSCHER, B.; OCHSENBEIN, H. & MUHLEMANN, H.R.: Adhäsive Zahnheilkunde. Juris Druck & Verlag, Zürich (1976 a)



LUTZ, F.; LUSCHER, B.; OCHSENBEIN, H. & MÜHLEMANN, H.R.: Die Entwicklung der perfekt, adaptierten, randspaltfreien MOD-Kompositfüllung; in Vitro Befunde. Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 86: 1025-1041 (1976 b)

MAHLER, D.B.; TERKLA, L.G.; EYSDEN, J.V. & REISBICK, M.H.: Marginal fracture vs. mechanical properties of amalgam. J.dent. Res. 49: 1452-1457 (1970)

MITCHEM, J.C. & TURNER, L.R.: The retentive strengths of acid-etched retained resins. J.amer.dent.Ass. 89: 1107-1110 (1974)

MORRIS, C.F. & HEUER, G.A.: Comparison of amalgam margin angles in conventional and modified cavity preparations. J.dent.Res.Spec. Iss. A59: 380 (1980)

MYERS, C.L.; ROSSI, F. & CARTZ, L.: Adhesive taglike extensions into acid-etched tooth enamel. J.dent.Res. 53: 435-441 (1974)

NELSEN, R.J.; WOLCOTT, R.B. & PAFFENBARGER, G.C.: Fluid exchange at the margins of dental restorations. J.amer.dent.Ass. 44: 288-295 (1952)

ØILO, G.: Adaptation of amalgams to cavity walls. J.oral Reh. 3: 227-236 (1976)

ØILO, G. & JØRGENSEN, K.D.: Effect of bevelling on the occurrence of fractures in the enamel surrounding composite resin fillings. J.oral Reh. 4: 305-309 (1977)

PHILLIPS, R.W.; AVERY, D.R.; MEHRA, R.; SWARTZ, M.L. & MCCUNE, R.J.: Observations on a composite resin for class II restorations: three-year report. J.prosth.Dent. 30: 891-897 (1973)

PHILLIPS, R.W.; GILMORE, H.W.; SWARTZ, M.L. & SCHENKER, S.I.: Adaptation of restorations in vivo as assessed by Ca<sup>45</sup>. J.amer.dent.Ass. 62: 23-35 (1961)

PICKARD, H.M. & GAYFORD, J.J.: Leakage at the margins of amalgam restorations. Brit.dent.J. 119: 69-77 (1965)

RETIEF, D.H.: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. J.dent.Res. 52: 333-341 (1973)

RIDER, M.: The shear strength of enamel composite bonds. J.Dent. 5: 237-244 (1977)

RIDER, M.; TANNER, A.N. & KENNY, B.: Investigation of adhesive properties of dental composite materials using an improved tensile test procedure and scanning electron microscopy. J.dent.Res. 56: 368-378 (1977)

SALZBERG, D.S.; CERAVOLO, F.J.; HOLSTEIN, F.; GROOM, G. & GOTTSEGEN, R.: Scanning electron microscope study of the junction between restorations and gingival cavosurface margins. J.prosth.Dent. 36: 517-522 (1976)

SHORT, G.M.; HEMBREE, J.H. & MCKNIGHT, J.P.: The bond strengths of resin systems to etched enamel. J. prosth.Dent. 36: 538-543 (1976)

SILVERSTONE, L.M.: Fissure Sealants. Caries Res. 8: 2-26 (1974)

SILVERSTONE, L.M.: The Acid Etch Technique. Proc.int.symp. acid etch tech. North Central Publ.Co., St. Paul 13-39 (1975)

SOCKWELL, C.L.: Clinical evaluation of anterior restorative materials. Dent.Clin.N-Amer. 20: 403-422 (1976)

SWARTZ, M.L. & PHILLIPS, R.W.: In vitro studies on the marginal leakage of restorative materials. J.amer.dent.Ass. 62: 141-151 (1961)

VRIJHOEF, M.M.A.: Dental amalgam. An explorative study. Dissertatie, Nijmegen (1973)

VRIJHOEF, M,M,A,; DRIESSENS, F.C.M. & LETZEL, H.: On the adaptation of dental materials. I: Selection of the method of measuring. Ned.Tijdschr.v. Tandheelk. 78: Eng.suppl. 6 (1971)

WELK, D.A. & LASWELL, H.R.: Rationale for designing cavity preparations in light of current knowledge and technology. Dent. Clin.N-Amer. 20: 231-239 (1976)

WING, G. & LYELL, J.S.: The marginal seal of amalgam restorations. Austr.dent.J. 11: 81-86 (1966)

5.1 Inleiding

5.2 Literatuur

5.3 Diskussie

5.4 Referenties

## 5.1 INLEIDING

Het kauwstelsel als geheel vormt een functionele eenheid en bestaat uit dentitie en parodontium, kaken en kaakgewrichten, kauwspieren, lip-, wang- en tongspieren en speekselklieren. Daarnaast zijn neuromuskulaire en vasculaire mechanismen betrokken bij het functioneren van het kauwsysteem. Het kauwen van voedsel is een samengestelde activiteit, gebaseerd op een serie neuromuskulaire reflexen. De kauwbewegingen variëren afhankelijk van de consistentie van het voedsel, de kauwgewoonten van de patiënt en de gezondheid van de betreffende structuren.

Het kauwproces - in termen van stug voedsel, intact gebit en normaal kauwgedrag - kan verdeeld worden in drie fasen: afbijten, kauwen en slikken (Jankelson et al (1953)). De kauwfase dient voor het verkleinen van de voedselbrok en het in voldoende mate vermengen van voedsel met speeksel, zodat de consistentie van de voedselmassa geschikt wordt om doorgeslikt te kunnen worden. Het verkleinen van voedsel wordt voornamelijk uitgevoerd door de achterste gebitselementen, die okklusale vlakken bezitten met effectieve maaloppervlakken. Aangezien deze elementen tussen het kaakgewricht en de werkende spieren gesitueerd zijn, is de werking ervan zeer efficiënt.

Het kauwen van voedsel is in beginsel een vertikaal en cyclisch gebeuren. Het aantal kauwbewegingen, dat nodig is om een gegeven voedselmassa door te slikken, varieert van persoon tot persoon, maar is per persoon nauwelijks aan variatie onderhevig. Er zijn aanwijzingen dat de gebitselementen elkaar zelden of nooit raken tijdens de kauwbeweging, omdat er altijd voedsel tussen aanwezig is. Bovendien wordt bij het normale kauwproces slechts een zeer klein gedeelte van de maximale kauwkracht gebruikt. Tijdens het kauwen van voedsel door de achterste gebitselementen voert de onderkaak aan de kauwzijde open- en sluitbewegingen uit op de voedselbrok in verticale zijdelingse of een iets naar voren gaande

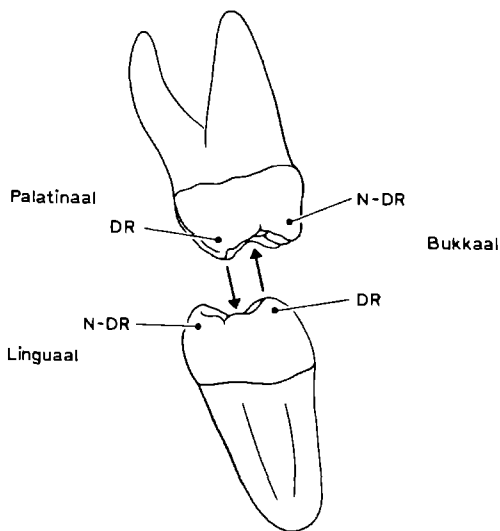
## 5.2

zijdelingse positie en een duidelijk achterwaartse beweging bij de poging om terug te keren in de uitgangspositie. De lip-, wang- en tongspieren verzamelen het verkleinde voedsel- en speekselmengsel en plaatsen dit na iedere kauwbeweging weer op de okklusale vlakken van de ondermolaren. Kauwefficiëntie is duidelijk gerelateerd aan het aantal posterieure gebitselementen dat aanwezig is. De kauwcykli stoppen als de voedselbrok een consistentie bezit, die geschikt is om door te slikken.

De functionele relatie, die bestaat tussen de gebitselementen van boven- en onderkaak bij een gesloten positie van de kaken, wordt aangeduid met het begrip okklusie. Bij een ideale okklusie komen alle bovenelementen in optimaal contact met alle onderelementen. De okklusale vlakken van de gebitselementen worden gekarakteriseerd door knobbels en groeven. De anatomie van deze vlakken varieert van individu tot individu. Indien geen sprake is van slijtage van het okklusale vlak, zijn de vlakjes, die zich hierop bevinden, eerder gebogen en rond dan recht of vlak. Vandaar dat bij contact van okklusale vlakken van boven- en onderelementen deze elkaar raken op vele punten of zeer kleine gebieden.

Okklusale kontakten in een dentitie, die nog niet aan slijtage onderhevig is, kunnen gekarakteriseerd worden als punt tot punt kontakten en niet als kontakten van gebied tot gebied (Kraus et al (1969)). Dit vergemakkelijkt het kauwproces, aangezien er op de okklusale vlakken voldoende afvoerwegen voor het voedsel zijn. Zelfs in dentities, die natuurlijke, fysiologische abrasie vertonen, vindt geen contact van gebied tot gebied plaats. Als gevolg van de hardheid van glazuur, blijft het oppervlak onregelmatig zodat alleen 'puntkontakten' plaats vinden. Men neemt aan dat de 'puntkontakten' een rakend vlak of gebied hebben van maximaal circa  $0,6 \text{ mm}^2$  (Craig et al (1979)). Grotere raakgebieden kunnen voorkomen bij niet-fysiologische abrasie (bruxisme) als direkt tand-op-tand contact plaats vindt.

Het is algemeen aanvaard, dat okklusale contacten in het premo-  
laar-molaargebied normaliter alleen plaats vinden in centrisc  
okklusie (Jankelson et al (1953) en Graf & Zander (1963)). De kauw-  
krachten worden dan gelijkmatig over boven- en onderelementen ver-  
deeld; in totaal in een richting ongeveer evenwijdig aan de lengte-  
as van de elementen. Onder het begrip artiklatie wordt verstaan  
het dynamisch contact van boven- en onderelementen, zoals dat  
tijdens het kauwproces plaats vindt. Bij een ideale relatie tussen  
boven- en onderelementen van het menselijk gebit, artikuleren de  
palatinale knobbels in de bovenkaak en de bukkale knobbels in de  
onderkaak met de okklusale vlakken van de antagonist (afb. 5.1).



Afb. 5.1 Dragende (DR) en niet-dragende (N-DR) knobbels.

Deze knobbels zorgen tevens voor het behoud van de verticale  
afstand tussen boven- en onderkaak en worden ook wel dragende  
knobbels genoemd. De bukkale knobbels van de bovenkaak en de  
linguale knobbels van de onderkaak kunnen alleen okklusaal contact

maken als de onderkaak horizontale, zijdelingse bewegingen maakt. Als deze knobbels contact maken tijdens een horizontale onderkaakbeweging, dan vormen ze een geleiding voor een dergelijke beweging en worden ook wel niet-dragende knobbels genoemd. De dragende en geleidende knobbels zijn zodanig gelokaliseerd, dat laterale bewegingen kunnen plaats vinden zonder knobbelinterferenties.

De kauwspieren spelen een actieve rol bij het kauwproces en worden via reflexen beheerst en gekoördineerd. Dit resulteert in een rythmisch bewegen van de passieve onderdelen van het kauwstelsel, zoals onderkaak, kaakgewrichten en gebitselementen. Doordat het kontraktiepatroon van de kauwspieren synchroon en harmonieus geïntegreerd verloopt, ontstaat een ideale okklusie en artikulatie tussen de kauwvlakken van boven- en onderelementen. Theoretisch kunnen uit dit kontraktiepatroon, de afmetingen van het kauwstelsel en spierkrachtmetingen de maximale krachten worden uitgerekend, die tanden en kiezen op elkaar uitoefenen. Spierkrachtmetingen zijn echter vaak moeilijk uit te voeren en onnauwkeurig (Ahlgren (1966), Ahlgren & Öwall (1970) en De Boever (1975)).

Inzicht in de grootte van de kauwkrachten is verkregen door het verrichten van kauwkrachtmetingen. De grootste kauwkracht wordt in het algemeen uitgeoefend ter hoogte van de eerste molaren. De wijze, waarop tanden en kiezen gebruikt worden, heeft samen met het dieet een sterke invloed op de grootte van de kauwkracht. Mensen, die op een dieet leven, dat uit stug en taai voedsel bestaat, bezitten een aanzienlijk grotere kauwkracht dan gemiddeld voorkomt. De maximale kauwkracht van Eskimo's blijkt circa drie maal zo groot te zijn dan de kauwkracht, die gewoonlijk voorkomt (Jenkins (1978)). De waarde van de willekeurig uitgeoefende, maximale krachten is ook afhankelijk van de psychologische toestand van de proefpersonen. Het vastleggen van resultaten in absolute cijfers wordt daardoor bemoeilijkt (Marklund & Wennström (1972)). De grootte van de kauwkracht is onder meer afhankelijk van de spiercapaciteit en daarom door training te vergroten (Anderson & Picton (1958)). De maximale kauwkracht wordt daarnaast tevens

bepaald door de ondersteunende weefsels. Deze dienen een dergelijke kracht te kunnen opvangen en verdragen. De gevoeligheid van de parodontaalmembraan speelt bij het gebruik van okklusale krachten in zoverre een rol, dat de tolerantiedrempel van de ondersteunende weefsels niet overschreden mag worden (Ramfjord & Ash (1966)). Stijging van de maximale kracht door oefening wordt dan ook tevens bepaald door de adaptatie van de parodontaalmembraan en het alveolaire bot.

Het geven van een totaal overzicht van de tandheelkundige literatuur met betrekking tot het kauwproces valt niet binnen het bestek van dit onderzoek. Het overzicht blijft beperkt tot die gebieden, welke rechtstreeks in verband staan met het onderwerp van het onderhavige proefschrift. Terreinen als elektromyografie van de kauwspieren, kauwefficiëntie, de invloed van gebitsmuti-latie (geheel of gedeeltelijk) en orale pathologie, komen derhalve niet of slechts zeer summier aan bod. In de navolgende paragraaf wordt een overzicht gegeven van een aantal resultaten van onderzoeken naar kauwkrachten. Samenvatting van een aantal onderzoeken wordt gegeven in tabel 5.I.



## 5.2 LITERATUUR

Reeds in de 17e eeuw was er interesse in de krachten, die de kauwmusculatuur teweeg kon brengen. De Italiaanse fysioloog Borelli heeft in die tijd onderzoek gedaan naar het maximale gewicht, dat door de onderkaak kon worden opgetild. Tweehonderd jaar later werd door Black (1895) een eerste poging gedaan om de krachten te meten, die tijdens het kauwproces werden uitgeoefend. Hij plaatste gekalibreerde veren tussen de tandbogen van proefpersonen, die de mond trachtten te sluiten tegen de druk van de veren in. Uit de afstand, die tussen de tandbogen overbleef, en de bekende veerstijfheid leidde hij de grootte van de uitgeoefende kracht af. Hij kwam tot krachten rond de 1000 N voor het natuurlijke gebit. Vanaf de eerste helft van de 20e eeuw werd door diverse onderzoekers de kracht, die tijdens bijten en kauwen wordt uitgeoefend, bestudeerd met behulp van verschillende typen zogenaamde gnathodynamometers (onder meer door Brekhus et al (1937), Waugh (1937) en Worner (1939)).

In 1948 ontwikkelden Howell & Manly een methode, waarbij in vivo functionele okklusale krachten konden worden geregistreerd. Hiermee werden de maximale kauwkrachten gemeten, die ter plaatse van de verschillende tanden en kiezen konden worden uitgeoefend. De waarden varieerden van 107 N tot 880 N voor de diverse gebits-elementen. De afwijkingen van de gemiddelde waarden bedroegen 4 tot 38 procent bij herhaalde metingen op dezelfde tand of kies bij eenzelfde proefpersoon. Op de eerste bovenmolaar werd een gemiddelde van circa 570 N gemeten. In 1950 werden door Howell & Brudevold met dezelfde meettechniek kauwkrachtmetingen verricht bij prothesedragers. De resultaten van dit onderzoek toonden aan dat de kauwkracht, die door een prothesedragers wordt gebruikt tijdens het kauwproces, aanzienlijk lager ligt dan de kracht, die in voorgaande literatuur bij de natuurlijke dentitie was aangetroffen.

Anderson (1953) ontwikkelde een methode, waarmee kauwkrachten kunnen worden gemeten in een natuurlijke dentitie, zonder dat het normale okklusie- en artikulatiepatroon wordt verstoord. Met behulp van rekstrookjes was het mogelijk de kauwkrachten tijdens het kauwproces te registreren onder bijna fysiologische omstandigheden. Deze rekstrookjes werden in inlay's ingebouwd zodanig dat het rekstrookje de druk in de centrale fossa mat. Anderson (1956 a) publiceerde resultaten van onderzoek met behulp van deze methode. De gemeten grootheden werden uitgedrukt in kracht per oppervlak: het okklusaal oppervlak, dat voor het meten gebruikt werd. Hij vond een grote variatie in kauwkracht: deze varieerde per persoon, van tijdstip tot tijdstip en per soort voedsel (bros, stug etc.). In een gemodificeerde versie registreerde Anderson (1956 b) de kracht op het totale okklusale vlak en niet alleen in de centrale fossa. De resultaten waren niet essentieel verschillend van eerder door hem verkregen waarden. Twee jaar later - Anderson & Picton (1958) - werd gerapporteerd over onderzoek naar kauwbelasting van elementen, die in normale en in gemodificeerde okklusie staan (supra- en infrapositie). De metingen werden gedaan bij het kauwen van brood. Bij een normale okklusie blijken de kauwkrachten die worden uitgeoefend bij unilateraal kauwen aan de kauwzijde gelijk te zijn aan die van de andere zijde. Bij 0,5 mm suprapositie van een element blijkt de kauwkracht verdubbeld te zijn. Dit is minder dan men zou verwachten op grond van louter fysische wetten. Reden hiervoor is het fysiologische mechanisme, dat de kracht reguleert. Ook infrapositie van een element leidde tot aanzienlijke verschillen in vergelijking met normale okklusie.

In hetzelfde decennium werden in Duitsland onderzoeken verricht, waarbij de krachten geregistreerd werden met behulp van zogenaamde 'Kauwkrachtmessdosen': een elastisch metalen doosje, waarin zich een elektromagneetje bevindt. Deze methode werd voornamelijk bij prothesedragers gebruikt. Uhlig (1953) registreerde hiermee de maximale krachten, uitgeoefend door proefpersonen met een volledig natuurlijk gebit.

Linderholm & Wennström (1970) toonden aan dat tussen kauwkracht en antropometrische karakteristieken, zoals spierkracht, gewicht en skeletafmetingen, geen of weinig correlatie bestaat. Zij vonden, in tegenstelling tot sommige andere onderzoekers, geen significant verschil tussen mannen en vrouwen in krachtuitoefening op een bijtork. Zij kwamen tot de konklusie, dat vanuit antropometrische gegevens geen voorspelling gedaan kon worden omtrent de kracht van kauwspieren. Kauwgewoonten en dieet beïnvloeden de maximale kracht waarschijnlijk meer dan de algemene lichaamsbouw.

De Boever (1975) introduceerde onlangs een radiotelemetrische techniek om de funktionele kauwkrachten in vivo te bestuderen zonder beïnvloeding van de sensorische input van het kauwstelsel. Hierdoor was hij in staat om artefakten en beïnvloeding van het proprioceptief mechanisme uit te sluiten; iets wat met andere methoden niet volledig lukt. Bij drie proefpersonen met een natuurlijk gebit, zonder parodontale of funktionele pathologie, werden één of meerdere ontbrekende gebitselementen vervangen door een uitneembare brug met een intra-orale 8-kanaals-drukkzender. Deze zender mat kontinu de weerstandsverandering van 8 mikrorekstrookjes in het okklusale vlak van de pontic. De daaruit berekende krachten waren per individu verschillend en konden een grootte van 640 N bereiken. De grootste krachten werden steeds onder de aktieve, dragende knobbels geregistreerd. Na anesthesie trad een signifikante verhoging op van de maximale uitgeoefende kracht.

Door Helkimo et al (1976) zijn metingen verricht met behulp van een bijtork bij 125 proefpersonen tussen de 15 en 65 jaar oud. Zij onderzochten de kauwkrachten in relatie tot de volgende parameters: geslacht, leeftijd en gebitstoestand. De resultaten van dit onderzoek kunnen als volgt worden samengevat: de maximale kauwkracht in het molaar-gebied is bij mannen 450 N en bij vrouwen 360 N, en neemt af bij toename van de leeftijd. Dit laatste wordt door hen verklaard als het gevolg van het feit, dat het verval

TABEL 5.1  
KAUWKrachten BIJ NATUURLIJKE DENTITIE

AUTEUR(S)	JAAR	METHODE	MATERIAAL	AANTAL proef- personen	RESULTATEN (onderling niet verge- lijikbaar)	OPMERKINGEN
Borelli	1681	lus rond onderkaak	gewichten		2500 N	citaat Uhlig kauw- en nekspieren
Black	1895	samendrukken van veer			1000 N	
Brekhus et al	1937	gnathodynamometer			650 N 540 N 350 N	atleten mannen vrouwen
Waugh	1937	gnathodynamometer		15	1550 N	Eskimo's
Worner	1939	gnathodynamometer			550 N	molaren
Howell en Manly	1948	rekstrookjes	bijtork	4	570 N	1e bovenmolaar, maximum
Uhlig	1953	Kaukraftmessdose		1000	230 N	molaren
Anderson	1956a	rekstrookjes	inlay	4	206 N/mm <sup>2</sup> 226 N/mm <sup>2</sup> 197 N/mm <sup>2</sup>	brood wortels } centrale fossa vlees } van ondermolaar
	1956b	rekstrookjes	inlay	2	146 N/mm <sup>2</sup> 134 N/mm <sup>2</sup> 71 N/mm <sup>2</sup>	brood wortels } gehele okklusale vlees } vlak van ondermo- laar, maximum

TABEL 5.1 (vervolg)

AUTEUR(S)	JAAR	METHODE	MATERIAAL	AANTAL proef- personen	RESULTATEN (onderling niet verge- lijkbaar)	OPMERKINGEN
Anderson en Picton	1958	rekstrookjes	onlay: 0,5 mm suprapositie	2		waarden verdubbeld t.o.v. kontra-laterale zijde
Linderholm en Wennstrom	1970	rekstrookjes	bijtvork	72	450 N	molaren; maximum
De Boever	1975	radiotelemetrie	pontic	3	640 N	funktionele kracht; maxi- mum grootste kracht onder dragende knobbel
Helkimo et al	1976	rekstrookjes	bijtvork	125	450 N 360 N	mannen } maximum vrouwen }
Haraldson et al	1979	rekstrookjes	bijtvork	10	380 N	maximum

van de dentitie leeftijds-afhankelijk is. De maximale kauwkracht die door proefpersonen met een volledige prothese kan worden uitgeoefend, is volgens deze onderzoekers ook vele malen kleiner dan bij proefpersonen met een natuurlijke dentitie. Naarmate het aantal aanwezige, natuurlijke gebitselementen groter is, neemt de maximale kauwkracht toe, zoals uit hun metingen blijkt. Haraldson et al (1979) bevestigen in hun onderzoek deze uitspraak omtrent prothese-dragers. Zij komen tot de konklusie, dat met een natuurlijke dentitie een 5 tot 6 maal zo grote maximale kauwkracht kan worden uitgeoefend dan met een goed passende volledige prothese. De maximale kauwkracht bedraagt bij mensen met een natuurlijke dentitie 383 ( $\pm$  50) N (10 proefpersonen).

### 5.3 DISKUSSIE

Uit het literatuuronderzoek naar kauwkrachten is gebleken dat er nauwelijks meettechnieken ontwikkeld zijn, die bruikbaar zijn voor routinematig, klinisch gebruik. Toch moet worden gesteld, dat de grootte van de kauwkracht een indicatie is voor de kauwfunctie.

De vergelijkbaarheid van de diverse studies is bijzonder gering. Enerzijds lijkt de meettechniek van invloed te zijn op de grootte van de gemeten waarden; anderzijds zijn de meetmethoden vaak slecht reproduceerbaar. De onderzoeken leidden bovendien tot onvergelijkbare resultaten aangezien soms de kracht op een gebitselement werd geregistreerd en soms de totale kracht op een kaak. Daarnaast heeft de gebitstoestand een duidelijk grote invloed op de resultaten van de kauwkrachtmetingen. Kauwkrachten bij okklusie en artikulatie van de tandbogen, zowel in anatomisch als functioneel opzicht, werden in praktisch géén der studies onderzocht. Het merendeel der onderzoeken betrof een registratie van statische, niet-funktionele krachten. De krachten werden uitgeoefend op een voorwerp, dat zich tussen de tanden bevond, wat resulteert in hefboomwerking. De onderzoeken, waarin wel sprake was van functionele krachten (rekstrookmetingen, 'Kaukraftmessdosen') hadden meestal betrekking op proefpersonen met partiële of volledige prothesen. In een dergelijke situatie is echter geen sprake meer van normale neuromuskulaire fysiologie. In de onderzoeken, waarbij met behulp van rekstrookjes in een natuurlijk gebit metingen werden verricht, trad een stoornis op van de functie en de sensorische input door de draden, die de rekstrookjes over mond en lippen heen met de registratieapparatuur verbonden. Dit is verbeterd door de radiotelemetrische methode.

De gerapporteerde krachten hebben veelal betrekking op het totale oppervlak van een gebitselement. Slechts één onderzoeker (De Boever) is door de gebruikte methode in staat resultaten te

rapporteren over de fijnere distributie van de kracht over het okklusale vlak en over de relatie van de krachten uitgeoefend op knobfels en in fossae. Blijkt deze intra-orale radiotelemetrie een bij uitstek geschikte methode, omdat de fysiologie ook gedurende de experimenten ongestoord blijft, dan ligt de grootste beperking hierbij in het gering aantal patiënten, dat in een dergelijk onderzoek kan worden opgenomen door de tijdrovende en dure techniek.

Als voorzichtige konklusie uit het literatuuronderzoek kan worden gesteld, dat de maximale kauwkracht ter hoogte van de eerste molaar in de centrale fossa circa 500 N is.

Over aangrijpingspunt (of -gebied) en de richting van de kracht wordt in de geraadpleegde literatuur nauwelijks iets gezegd. Heel begrijpelijk overigens, daar dit lokale gebeuren zeer moeilijk is waar te nemen en/of te meten. Tevens variëren aangrijpingspunt (of -gebied) en richting van belasting onder fysiologische omstandigheden sterk, afhankelijk van okklusie en artikulatie, abrasie en kaakbeweging. Uitgaande van een normale okklusie heeft de palatinale knobfel van een bovenmolaar veelal een 2- of 3-puntskontakt met de knobfelhellingen van de ondermolaar.

Bij het modelonderzoek, waarover in dit proefschrift wordt gerapporteerd, is gekozen voor een belasting in centrische okklusie, waarbij een imaginaire dragende knobfel van de antagonist puntvormig kontakt maakt op de knobfelhelling van het model. Grootte, richting en aangrijpingspunt (of -gebied) van de belasting zijn in het modelonderzoek eenvoudig te variëren. De invloed van deze factoren en het gewicht, dat daaraan toegekend kan worden bij het onderhavige onderzoek, zal in het hoofdstuk over de modelresultaten aan de orde komen.



#### 5.4 REFERENTIES

- AHLGREN, J.: Mechanism of mastication. Acta odont.scand. 24: Suppl. 44: 1-109 (1966)
- AHLGREN, J. & DWALL, B.: Muscular activity and chewing force. A polygraphic study of human mandibular movements. Arch.oral Biol. 15: 271-280 (1970)
- ANDERSON, D.J.: A method of recording masticatory loads. J.dent. Res. 32: 785-789 (1953)
- ANDERSON, D.J.: Measurement of stress in mastication. I. J.dent. Res. 35: 664-670 (1956 a)
- ANDERSON, D.J. & PICTON, D.C.A.: Measurement of stress in mastication. II. J.dent.Res. 35: 671-673 (1956 b)
- ANDERSON, D.J.: Masticatory stress in normal and modified occlusion. J.dent.Res. 37: 312-317 (1958)
- BLACK, G.V.: The force exerted in the closure of the jaws. Dent. Cosmos 37: 469-484 (1895)
- BOEVER, J. de: Radiotelemetrische en elektromyografische studie van de funktionele okklusale krachten. Dissertatie, Univ.v.Gent, België (1975)
- BREKHUS, P.J.; ARMSTRONG, W.D. & SIMON, W.J.: Stimulation of the muscles of mastication. J.dent.Res. 20: 87-92 (1941)
- CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J. & POWERS, J.M.: Dental materials: properties and manipulation. The C.V.Mosby Co., 2nd ed., St. Louis (1979)
- GRAF, H. & ZANDER, H.A.: Tooth contact patterns during mastication. J.Prost.Dent. 13: 1055-1066 (1963)
- HARALDSON, T.; KARLSSON, U. & CARLSSON, G.E.: Bite force and oral function in complete denture wearers. J.oral Reh. 6: 41-48 (1979)
- HELKIMO, E.; CARLSSON, G.E. & HELKIMO, M.: Bite force and state of dentition. Acta odont.scand. 35: 297-303 (1976)
- HOWELL, A.H. & BRUDEVOLD, F.: Vertical forces during chewing of food. J.dent.Res. 29: 133-136 (1950)

- HOWELL, A.H. & MANLY, R.S.: An electronic strain gauge for measuring occlusal forces. *J.dent.Res.* 27: 705-712 (1948)
- JANKELSON, B.; HOFFMAN, G.M. & HENDRON, J.A.: The physiology of the stomatognathic system. *J.amer.dent.Ass.* 46: 375-386 (1953)
- JENKINS, G.N.: Physiology of the mouth. 4th ed. Blackwell Scientific Publications, Oxford (1978)
- KRAUS, B.S.; JORDAN, R.E. & ABRAMS, L.: Dental anatomy and occlusion. Williams and Wilkins Co., Baltimore (1969)
- LINDERHOLM, H. & WENNSTROM, A.: Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta odont.scand.* 28: 679-689 (1970)
- MARKLUND, G. & WENNSTROM, A.: A pilot-study concerning the relation between manifest anxiety and bite force. *Swed.dent.J.* 65: 107-110 (1972)
- RAMFJORD, S.P. & ASH, M.M.: Occlusion. W.B. Saunders Co., Philadelphia (1966)
- UHLIG, H.: Über die Kaukraft. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 8: 30-45 (1953)
- WAUGH, L.S.: Dental observations among Eskimos. *J.dent.Res.* 16: 355-356 (1937)
- WORNER, H.K.: Gnathodynamics. *Aust.J.Dent.* 43: 381-393 (1939)

6.1 Inleiding

6.2 Axisymmetrisch model

6.2.1 schematisering

6.2.2 keuze elementtype

6.2.3 materiaaleigenschappen

6.2.4 koppelvoorwaarden

6.2.5 kaviteitsgeometrie

6.2.6 belasting

6.2.7 omgeving

6.3 Modelvarianten

6.4 Referenties

## 6.1 INLEIDING

Bij analyse van een complex systeem met behulp van modellen, kunnen - als vermeld in paragraaf 1.3 - experimentele en mathematische methoden worden aangewend. In dit onderzoek is gekozen voor een mathematische benadering. Om inzicht te krijgen in het mechanisch gedrag van een gebitselement bij belasting, wordt deze complexe realiteit gereduceerd en op benaderende wijze beschreven in een mathematisch model. Na validatie biedt een dergelijk model velerlei mogelijkheden voor het evalueren van restauratieve procedures in de tandheelkunde. Hierbij kunnen uiteraard slechts die aspecten worden betrokken, die door het mathematisch model worden beschreven. Uitgaande van de veronderstelling, dat het mogelijk is een betrouwbaar model te vormen voor een complex systeem als een gerestaureerd gebitselement, is te verwachten dat verdere ontwikkeling van mathematische modellen voor andere restauratieve problemen geen moeilijkheden oplevert.

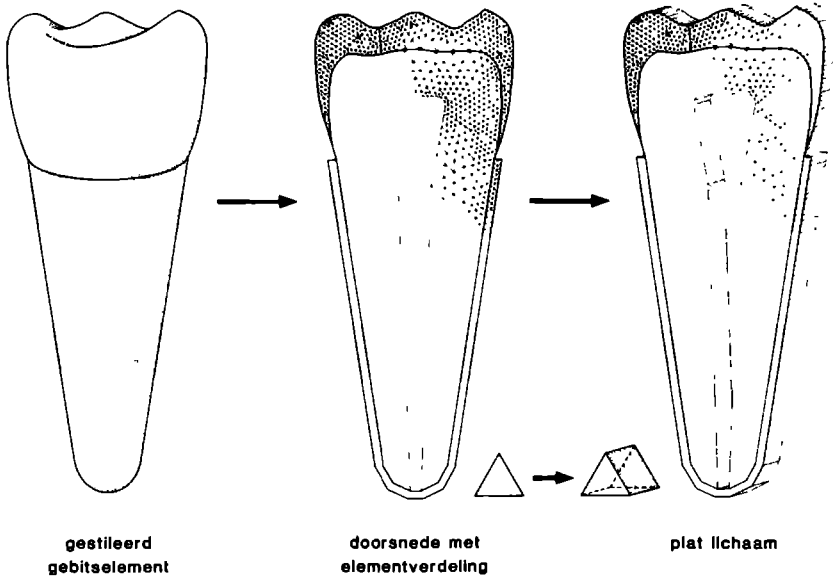
Het bestaande complexe systeem wordt vereenvoudigd tot een zogenaamd beschrijvend model door het hanteren van vooronderstellingen en het invoeren van vereenvoudigingen. De relevante parameters worden gedefinieerd en hun onderlinge relaties aangegeven. Een dergelijk beschrijvend model wordt zo omgezet in een mathematisch model. De waarden van de modelparameters kunnen uit literatuurstudie worden verkregen of direkt worden gemeten door middel van experimenten. In enkele gevallen blijkt het niet mogelijk te zijn parameters te meten en wordt een waarde geschat. Mathematische modellen resulteren in mathematische vergelijkingen in de relevante parameters. De juistheid van de mathematische vergelijking en van de oplossingsalgorithmen dient te worden geverifieerd. De laatste en zeer belangrijke stap bij ontwikkeling van het model is het beoordelen van de validiteit. Validiteit is aangetoond als de modelvoorspellingen voldoende korrelatie vertonen met betrouwbare experimentele resultaten. Binnen de opzet van dit proefschrift

## 6.2

zijn geen eigen validatie experimenten opgenomen. De modelvoorspellingen kunnen worden vergeleken met experimentele resultaten uit de literatuur en bestaande klinische ervaring.

## 6.2 AXISYMMETRISCH MODEL

Door interpretatie van de realiteit werd in een voorstudie een twee-dimensionaal model (afb. 6.1) gekonstrueerd ten einde het oorspronkelijke, complexe systeem van een gerestaureerd gebits-element te beschrijven (Peters et al (1980 a en b)).



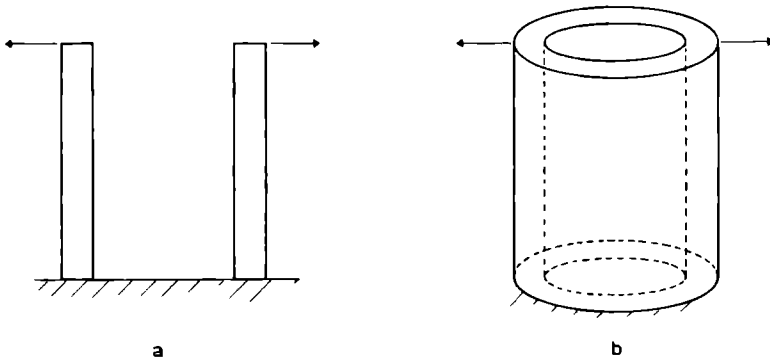
Afb. 6.1 Twee-dimensionaal model.

Kritische beschouwing van het twee-dimensionale model en de analyseresultaten leidde tot constructie van een nieuw model, dat onderwerp is van het hier beschreven onderzoek.

### 6.2.1 Schematisering

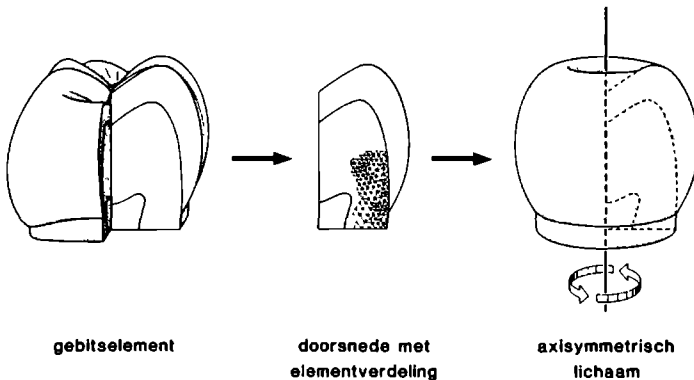
Bestudering van het mechanisch gedrag van een restauratie en

het omgevend tandweefsel vindt plaats door schematisering van een gebitselement. Hiervoor wordt een molaar gekozen, aangezien in de molaarstreek het kauwvermogen het grootste is. Daardoor komen restauratieproblemen op het terrein van de mechanica in dit gebied frekwent voor. Bij de schematisering wordt speciale aandacht besteed aan de mechanische eigenschappen van de deelgebieden, de koppelvoorwaarden tussen deze gebieden, de kaviteitsgeometrie en de belasting. Uit de voorstudie is gebleken, dat het in het model betrekken van de wortels van het gebitselement geen extra informatie oplevert, die relevant is voor de vraagstelling van dit onderzoek (Peters et al (1981)). Het model wordt derhalve beperkt tot de kroon en het overgangsgebied rond de glazuur/cement grens. Bij de beschrijving van de modelresultaten zal nader worden ingegaan op verdere beperking van het beschreven model (paragraaf 7.2). Door een drie-dimensionale, axisymmetrische schematisering als uitgangspunt te kiezen, wordt het model meer in overeenstemming gebracht met de realiteit. Effekten die optreden als gevolg van het niet-gesloten zijn van de structuur bij een twee-dimensionaal model, worden hierdoor vermeden. De stijfheid van de structuur uit afbeelding 6.2 (a) is bijvoorbeeld veel kleiner dan die uit afbeelding 6.2 (b) bij overeenkomstige afmetingen en belasting.



Afb. 6.2 Twee-dimensionale, niet-gesloten structuur (a) en drie-dimensionale, gesloten structuur(b)

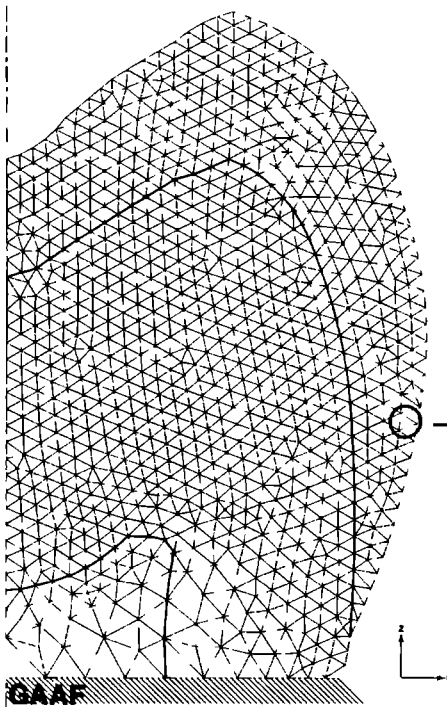
De volgende deelgebieden worden bij schematisering onderscheiden: glazuur, dentine, pulpa, restauratie en onderlaag. Ter bepaling van de kontoeren en dimensies van de diverse deelgebieden is een keuze gemaakt uit waarden voor een humane ondermolaar, gerapporteerd door Kraus et al (1969). Uit de aldus verkregen schematische doorsnede van een ondermolaar in bukko-linguale richting is het axisymmetrische model ontstaan, dat in afbeelding 6.3 wordt weergegeven. Het model is rond de verticale as symmetrisch: dat wil zeggen dat iedere willekeurige doorsnede een identiek beeld oplevert.



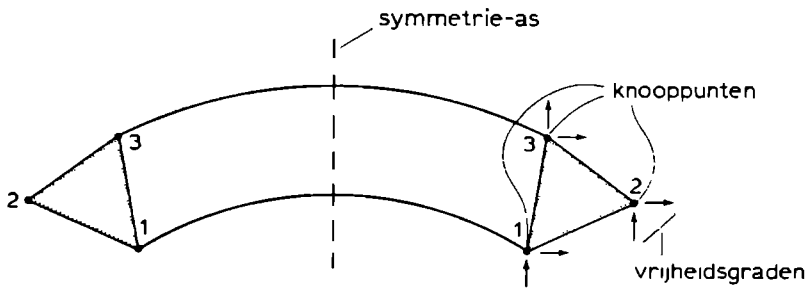
Afb. 6.3 Drie-dimensionaal, axisymmetrisch model.

Het op deze wijze geschematiseerde tandmodel wordt geschikt gemaakt voor analyse met behulp van de EEM door het in eindige elementen onder te verdelen. Het model wordt uit een aantal zogenaamde ring-elementen opgebouwd gedacht. De dwarsdoorsnede van deze ringvormige elementen is driehoekig (afb. 6.4). De cirkelbegrenzingen worden de 'knooppunten' van een dergelijk element genoemd. Binnen ieder element wordt het verplaatsingsveld op een benaderende wijze uitgedrukt in de onbekende verplaatsingen van de knooppunten. Dit zijn de gezochte primaire onbekenden van het probleem. Uit de mechanische eis, dat overal zo goed mogelijk





Afb. 6.4 Elementverdeling van het gave, axisymmetrische tand-model  
 (----- = symmetrie-as).



Afb. 6.5 Ringvormig TRIAX-3 element met driehoekige doorsnede.

kontinuïteit en evenwicht gegarandeerd moet worden, volgen de vergelijkingen, waaruit deze onbekende knooppuntsverplaatsingen kunnen worden berekend.

### 6.2.2 Keuze elementtype

Voor problemen als het onderhavige is bewezen, dat de benaderingsoplossing bij geschikte toename van het aantal vrijheidsgraden convergeert naar de exakte oplossing (Strang & Fix (1973)). Het aantal vrijheidsgraden van het model kan worden opgevoerd door een fijnere elementverdeling of door meer knooppunten per element te kiezen.

Bij gebruik van het door de Technische Hogeschool Eindhoven ontwikkelde eindige elementenmethode programmasysteem FEMSYS (1976) zijn voor het beoogde doel twee elementtypen op eenvoudige manier te gebruiken. Dit zijn het zogenaamde TRIAX-3 element en TRIAX-6 element. Zij zijn beide gebaseerd op lineair elastisch materiaalgedrag. Kenmerken van het TRIAX-3 element zijn:

- de dwarsdoorsnede is driehoekig;
- het heeft 3 knooppunten (afb. 6.5);
- het heeft per knooppunt 2 vrijheidsgraden, een verplaatsing in radiale richting en een verplaatsing in axiale richting (dus 6 vrijheidsgraden in totaal per element);
- de relevante verplaatsingen binnen het element zijn via lineaire interpolatiefuncties in de axiale en radiale coördinaten gekoppeld aan de verplaatsingen in de knooppunten. Een gevolg hiervan is dat de rekgrootheden en de spanningsgrootheden per element konstant zijn.

Kenmerken van het TRIAX-6 element zijn:

- de dwarsdoorsnede is driehoekig;
- het heeft, behalve de drie knooppunten zoals bij TRIAX-3, tevens drie knooppunten, die midden tussen de andere drie knooppunten in liggen;
- het heeft per knooppunt 2 vrijheidsgraden (dus 12 vrijheidsgraden

in totaal per element);

- de relevante verplaatsingen binnen het element zijn via kwadratische interpolatiefuncties in de axiale en radiale coördinaten, gekoppeld aan de verplaatsingen in de knooppunten. Een gevolg hiervan is dat de rekgrootheden en de spanningsgrootheden per element lineair verlopen.

Bij een gelijk aantal vrijheidsgraden van het model zullen de resultaten van de verplaatsings- en spanningsberekeningen bij gebruik van het TRIAX-6 element nauwkeuriger zijn dan bij gebruik van het TRIAX-3 element. De rekentijd en het geheugengebruik van de rekenmachine is bij toepassing van het TRIAX-6 element echter groter. Om begrenzingen in het model goed te kunnen benaderen met aansluitende gedeelten van kegelvlakken zijn reeds veel elementen nodig. Keuze van het TRIAX-6 element zal de rekentijd en het geheugengebruik dan zo groot maken dat de berekening tijdrovend en kostbaar wordt. Hoewel er andere mogelijkheden zijn om het beoogde doel te bereiken, is gekozen voor gebruik van het TRIAX-3 element vanwege de eenvoud. Om in gebieden waar grote spanningsgradiënten worden verwacht of gekonstateerd, toch het spanningsverloop goed te kunnen weergeven, wordt de elementverdeling in die gebieden fijner gemaakt. In voor de vraagstelling minder belangrijke gebieden wordt volstaan met een grove elementverdeling teneinde de rekentijd te beperken. Door verdeling van het model in een bepaald type elementen is de eerste fase van de modelvorming met behulp van de EEM afgerond.

### 6.2.3 Materiaaleigenschappen

Aan ieder der elementen kunnen verschillende materiaaleigenschappen worden toegekend. Ten aanzien van de gehanteerde materiaaleigenschappen voor de deelgebieden kan het volgende worden opgemerkt. In het model wordt vooralsnog uitgegaan van lineair-elastisch, homogeen, isotroop materiaalgedrag. Een dergelijke

schematisering van het materiaalgedrag is evenwel niet inherent aan de methode, maar komt slechts voort uit een gebrek aan bruikbare waarden, die het materiaalgedrag der deelgebieden op nauwkeuriger wijze karakteriseren (zie ook hoofdstuk 3). Daarnaast dient in aanmerking te worden genomen, dat wordt uitgegaan van een bestaande situatie, waarbij de materialen bepaalde mechanische eigenschappen bezitten. Processen als krimp, uitzetting en dergelijke zijn niet in de overwegingen betrokken.

De gekozen waarden voor de elasticiteitsmodulus en de dwarskontraktiecoëfficiënt zijn opgenomen in tabel 6.I.

TABEL 6.I

MATERIAAL	EIGENSCHAPPEN	
	$10^3 E$ ( $10^3 \text{N/mm}^2$ )	$\nu$ (-)
glazuur	50	0,3
dentine	13	0,3
amalgam	20	0,3
komposiet	14	0,3
onderlaag	0,5	0,3

Tabel 6.I Materiaaleigenschappen van de deelgebieden.

Het deelgebied pulpa wordt als 'leeg' beschouwd. Om het rekenproces eenvoudig te laten verlopen wordt dit gebied echter een relatief zeer kleine, fiktieve waarde voor E toegekend.

#### 6.2.4 Koppelvoorwaarden

Schematisering van de koppelvoorwaarden tussen de diverse deelgebieden vindt plaats door de knooppunten van de grensvlakken bepaalde vrijheidsbeperkingen op te leggen. In het te beschouwen model wordt een hechte verbinding verondersteld tussen de diverse tandweefsels en materialen. Door voor amalgam verschillende

mogelijkheden, wat betreft de mate van hechting, in de modelvorming op te nemen wordt de invloed hiervan onderzocht op het mechanisch gedrag van het model. Dit heeft geleid tot schematisering van drie varianten: twee extremen ('vast' en 'los') en een tussenvorm ('speling'). Bij de vaste modelvariant is een hechte verbinding tussen restauratie en kaviteitswand verondersteld. Dit houdt in dat zowel druk- als trekkrachten rechtstreeks naar de gekoppelde deelgebieden worden doorgeleid. Bij de losse modelvariant is er geen sprake van enige koppeling tussen restauratie en kaviteitswand. Hierdoor wordt de aanwezigheid van een buurgebied niet in rekening gebracht bij berekening van de knooppuntskrachten en -verplaatsingen. Dit wil zeggen dat de knooppuntverplaatsingen in het overgangsgebied restauratie/tandweefsel worden berekend zonder een eventuele beïnvloeding van nabij gelegen deelgebieden te verdiskontereren. Bij de modelvariant, waarbij aan de overgang restauratie/tandweefsel spelingsmogelijkheid is toegekend, worden drukkrachten rechtstreeks doorgeleid van het ene deelgebied naar het andere. Trekkrachten loodrecht op de grensvlakken zijn in het spelingsmodel uitgesloten. Hierdoor zijn de grensvlakken restauratie/tandweefsel bij afwezigheid van drukkrachten los van elkaar en kan er een spleet ontstaan.

#### 6.2.5 Kaviteitsgeometrie

Bij het schematiseren van de diverse kaviteitsvormen is een preparatie volgens Black (1908) als uitgangspunt gekozen. Dit leidt tot een konvergerende kaviteit met een rechte bodem en licht afgeronde hoek tussen bodem en opstaande wand. Hierin wordt een amalgaamrestauratie verondersteld, meestal voorzien van een onderlaag.

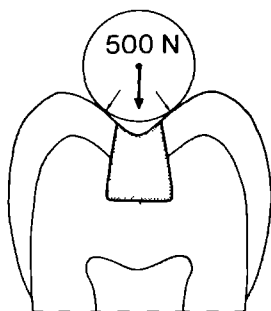
Daarnaast wordt een ronde kaviteit ontworpen, uitgaande van de principes voor adhesieve restauraties volgens Lutz et al (1976). Deze ronde kaviteit eindigt in een lange afschuining van het glazuur om daardoor een zo groot mogelijk hechtend oppervlak te verkrijgen

voor de komposietrestauratie. Onder het komposietmateriaal wordt een onderlaag gesimuleerd. Etsbewerking van het glazuur voordat restauratie met komposiet plaats vindt, levert mechanische hechting op van het restauratiemateriaal aan het voorbereikte glazuur. Bij dit type restauratie wordt in het hier beschreven onderzoek uitgegaan van een vaste verbinding tussen restauratiemateriaal en kaviteitswand.

#### 6.2.6 Belasting

De belastingssituatie is een simulatie van de belasting, die optreedt tijdens het kauwproces. Over de grootte van deze belasting is weinig bekend. Gekozen wordt voor een kracht, die een resultante heeft van 500 N in verticale richting (zie afb. 6.6). Deze kracht wordt gelijkmatig verdeeld gedacht over een ring.

Het aangrijpingspunt varieert bij de diverse analyses: zowel modellen met belasting op het knobbelglazuur alsook modellen met belasting op de restauratie worden aan een beschouwing onderworpen. De uitgeoefende kracht staat in het aangrijpingspunt loodrecht op het oppervlak (afb. 6.6).



Afb. 6.6 Schematische weergave van een belastingssituatie.

Tevens wordt het effect van een verdeelde belasting over het grensgebied restauratie/glazuur onderzocht.

### 6.2.7 Omgeving

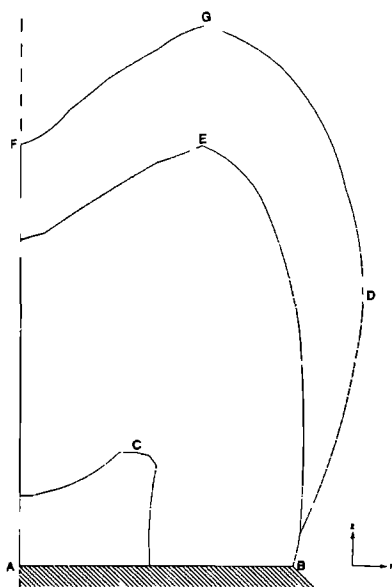
Onder fysiologische omstandigheden maakt een gebitselement door zijn positie in de tandboog approximaal contact met zijn buurelementen. Via het parodontium heeft een verende ophanging plaats in de tandkas. Belasting tijdens het kauwproces zal een beweging van het gebitselement veroorzaken als een nagenoeg star lichaam, verend in de parodontaalspleet. De bewegingsmogelijkheid hierbij zal echter voor alle elementen ongeveer van dezelfde grootte zijn. De verplaatsing van een gebitselement zal dus tevens kunnen leiden tot verplaatsing van zijn buurelementen. Een dergelijk soort beweging als star lichaam is niet van invloed op het interne spanningsverloop. Bovendien is de rotatiehoek erg klein. De vervorming die in het gebitselement optreedt als gevolg van kauwbelasting is zéér klein en ter hoogte van het proximale contactpunt bijna nihil. Aangezien de vervorming en rekken, die bij belasting optreden in het gebitselement, enkele ordes van grootte kleiner zijn dan de breedte van de parodontaalspleet, spelen de buurelementen en dus de proximale contactpunten bij de modelvorming vermoedelijk geen rol. Temeer daar de belasting axisymmetrisch aangrijpt op het okklusale vlak. Schematisering van een solitair gebitselement lijkt derhalve verantwoord.

Het is bovendien niet noodzakelijk om het gehele element met parodontium in de modelvorming op te nemen, omdat het onderhavige onderzoek zich richt op spanningen rond de restauraties. Een snede loodrecht op de symmetrie-as, 0,5 mm cervikaal van de glazuur-cement grens, vormt de basis van het geschematiseerde model. Deze basis wordt als vast verbonden beschouwd met een niet-verplaatsbare ondergrond. Dit wil zeggen dat de vrijheidsgraden van de knooppunten aan de basis van het model worden onderdrukt. Het effect van deze inklemming vindt in een gebied plaats, dat niet interessant is voor de vraagstelling van dit onderzoek.

### 6.3 Modelvarianten

Deze paragraaf geeft in een korte beschrijving een overzicht van de diverse varianten van het gebruikte model. De modelresultaten worden in hoofdstuk 7 besproken.

De reële afmetingen van het model zijn af te leiden uit de coördinaten van de punten A tot en met G, zoals aangegeven in afbeelding 6.7.



#### Koördinaten in mm (r/z)

A	(0,0/0,0)
B	(8,0/0,0)
C	(3,4/3,4)
D	(10,0/9,0)
E	(5,3/12,4)
F	(0,0/12,4)
G	(5,5/15,9)

Afb. 6.7 Model van gaaf gebitselement.

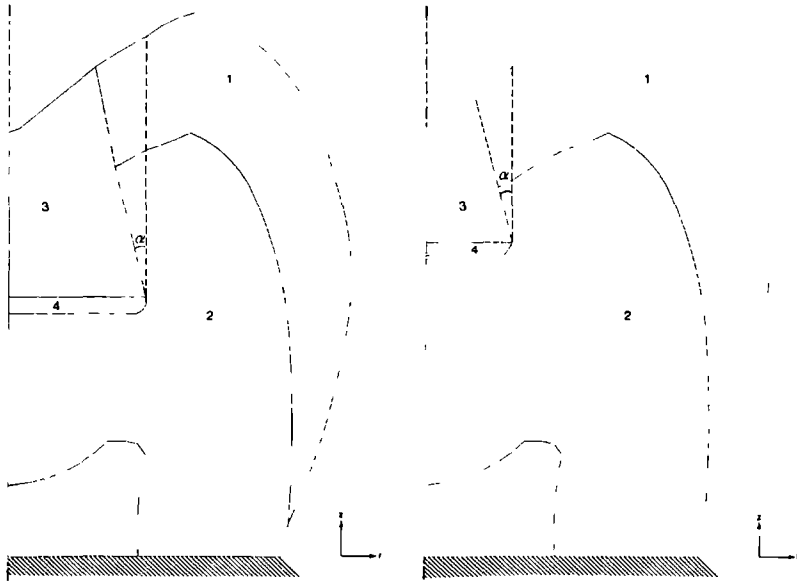
De basis van het model is ingeklemd en de materiaaleigenschappen van de diverse deelgebieden zijn in tabel 6.I weergegeven. De modelparameters zijn in drie groepen onder te verdelen:

1. kaviteitskarakteristieken;
2. koppelvoorwaarden;
3. belastingssituaties.

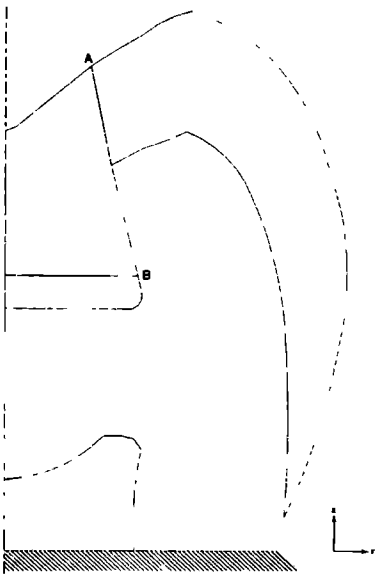
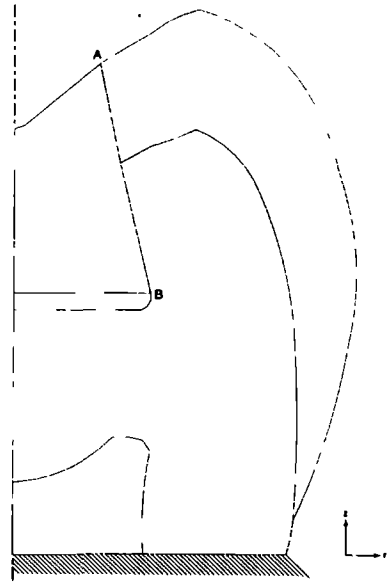
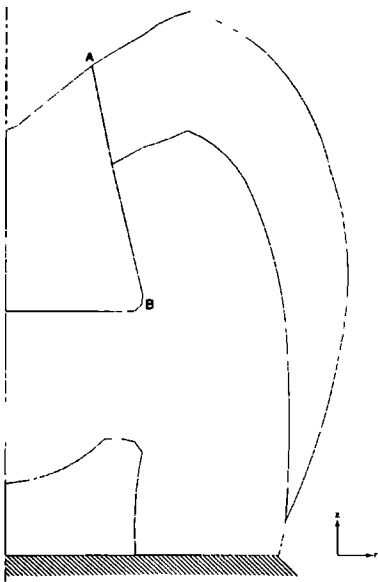


### 6.3.1 Kaviteitskarakteristieken

In het model van een gaaf gebitselement wordt een konventionele amalgaamrestauratie gesimuleerd: een rechte kaviteitsvorm, die een convergentie bezit van  $12^{\circ}$  ten opzichte van de symmetrieas van het model, wordt gerestaureerd met een onderlaag en amalgaam. Variatie in afmeting vindt plaats door zowel een model met een grote als een kleine kaviteitsvorm te analyseren. Deze beide vormen worden weergegeven in afbeelding 6.8.

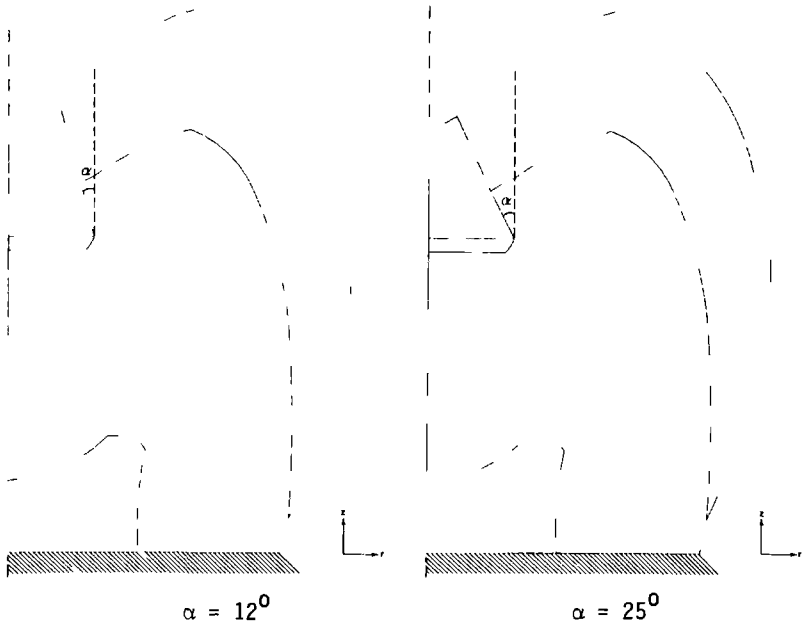


Afb. 6.8 Grote en kleine konventionele kaviteitsvorm voor amalgaam.  
1 = glazuur;  
2 = dentine;  
3 = amalgaam;  
4 = onderlaag;  
 $\alpha$  = convergentiehoek (nader te bepalen; in de afbeelding is  $12^{\circ}$  getekend).



Afb. 6.9  
 Varianten van de grote  
 konventionele kaviteitsvorm:  
 zonder onderlaag, of voorzien  
 van een dunne of dikke onder-  
 laag.

In het model met de grote kaviteitsvorm wordt een restauratie van amalgaam verondersteld, waarbij onder het amalgaam ofwel géén onderlaag werd gesimuleerd, ofwel een onderlaag van 0,5 mm dikte ofwel van een 1,0 mm dikte (afb. 6.9). Bij de kleine kaviteitsvorm wordt de hellingshoek van de opstaande wand gevarieerd. De konvergentiehoek ten opzichte van de symmetrie-as ( $\alpha$ ) bedraagt  $12^\circ$  of  $25^\circ$ . Deze modelvarianten worden in afbeelding 6.10 weergegeven.



Afb. 6.10 Konvergentievarianties bij de kleine konventionele kaviteitsvorm.

Behalve bovengenoemde kaviteitsvorm voor amalgaam wordt tevens een adhesieve komposietrestauratie beschouwd (afb. 6.11). Het betreft hier een ronde kaviteitsvorm, waarin een onderlaag en komposiet gesimuleerd wordt.



Afb. 6.11 Adhesieve kaviteits-  
vorm voor komposiet.

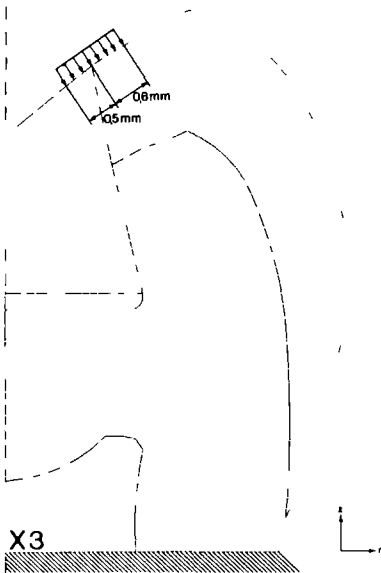
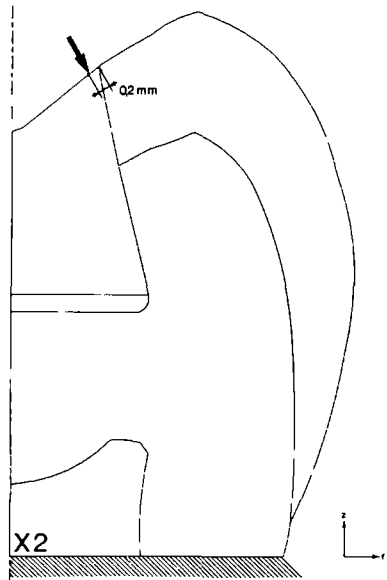
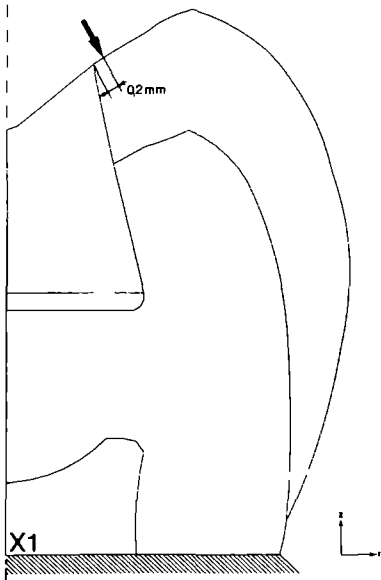
- 1 = glazuur;
- 2 = dentine;
- 3 = komposiet;
- 4 = onderlaag.

### 6.3.2 Koppelvoorwaarden

De deelgebieden glazuur, dentine, amalgaam/komposiet en onderlaag worden verondersteld onderling hecht verbonden te zijn met uitzondering van sommige amalgaamvarianten. Hierbij worden voor de overgang van opstaande kaviteitswand naar amalgaam (afb. 6.10: A-B) verschillende mogelijkheden gekozen: vast, speling en los.

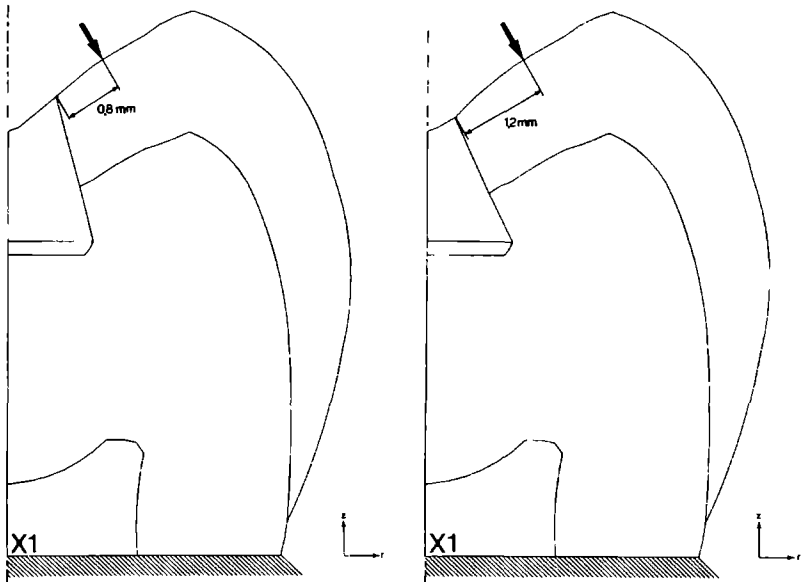
### 6.3.3 Belastingssituatie

De belastingssituatie is in drie kategoriën onder te verdelen (zie afb. 6.12, 6.13 en 6.14):



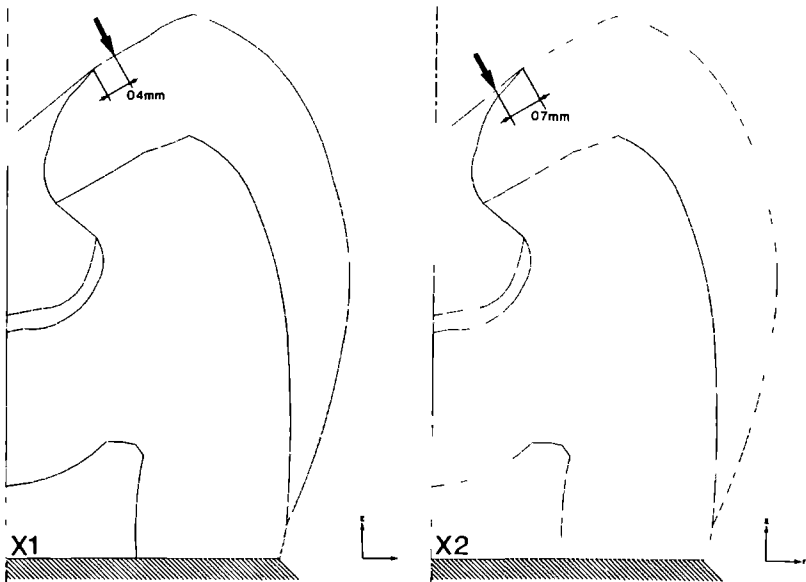
Afb. 6.12  
Belastingssituaties bij grote  
konventionele kaviteitsvormen.

- a. aangrijpingspunt op het glazuur (X1);
- b. aangrijpingspunt op de restauratie (X2);
- c. verdeelde belasting over het overgangsgebied restauratie/  
glazuur (X3).



Afb. 6.13 Belastingssituaties bij kleine conventionele kavitetsvormen.

De resultante van ieder van deze drie categorieën bedraagt 500 N in verticale richting. Bovengenoemde belastingssituaties zijn axisymmetrisch en kunnen dus voorgesteld worden door ringvormige belastingen met een raakpunt of raakvlak in een doorsnede van het axisymmetrische model.



Afb. 6.14 Belastingssituaties bij adhesieve kaviteitsvorm.

#### 6.3.4 Samenvatting modelvarianten

De gebruikte modelvarianten kunnen overzichtelijk worden samengevat en worden in tabel 6.II weergegeven. De aangegeven codering zal in hoofdstuk 7 worden gehanteerd bij de beschrijving en uitwerking van de modelresultaten.

TABEL 6.II  
MODELVARIANTEN

VARIANT	AANTAL elementen	KAVITEIT		RESTAURATIE		KOPPEL- VOORWAARDEN	BELASTING op	KODERING
		afmeting	konvergentie	materiaal	onderlaag			
GAAF	1746	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	n.v.t.	glazuur	GAAF/X1
KONVEN- TIO- NFEL GERES- TAU- REERD	1464	groot	12 <sup>0</sup>	amalgaam	zonder onderlaag	los	glazuur	GR5/X1
	2115	groot	12 <sup>0</sup>	amalgaam	dunne onderlaag	vast	glazuur	200/X1
							restau- ratie	200/X2
						speling	glazuur	20S/X1
							restau- ratie	20S/X2
						los	glazuur	20L/X1
							restau- ratie	20L/X2
	glazuur + restau- ratie	20L/X3						
	2121	groot	12 <sup>0</sup>	amalgaam	dikke onderlaag	los	glazuur	20D/X1
	1715	klein	12 <sup>0</sup>	amalgaam	dunne onderlaag	speling	glazuur	K2S/X1
1795	25 <sup>0</sup>		K3S/X1					
ADHESIEF GERES- TAU- REERD	1528	n.v.t.	n.v.t.	komposiet	dunne onderlaag	vast	glazuur	R1G/X1
restau- ratie							R1G/X2	



#### 6.4 REFERENTIES

BLACK, G.V.: Operative Dentistry. Medico-dental Publ.Co., Chicago (1908)

PETERS, F.J. & BANENS, J.P.A.: FEMSYS; een systeem voor op de eindige elementenmethode gebaseerde berekeningen. Gebruikers-handleiding. Intern Rapport THE, Eindhoven (1976)

LUTZ, F.; LUSCHER, B.; OCHSENBEIN, H. & MUHLEMANN, H.R.: Adhäsive Zahnheilkunde. Juris Druck & Verlaag, Zürich (1976)

KRAUS, B.S.; JORDAN, R.E. & ABRAMS, L.: Dental anatomy and occlusion. 7th ed. William and Wilkins Co., Baltimore (1969)

PETERS, M.C.R.B.; POORT, H.W. & PLASSCHAERT, A.J.M.: Biomechanical aspects of carious teeth. Caries Res. 14: 171 (1980 a)

PETERS, M.C.R.B.; POORT, H.W. & PLASSCHAERT, A.J.M.: Analysis of cavity design using the finite element method. J.dent.Res. Special Issue A59: 341 (1980 b)

PETERS, M.C.R.B.; POORT, H.W.; PLASSCHAERT, A.J.M. & JANSSEN, J.D.: Biomechanical aspects of restored teeth. Caries Res. 15: 212 (1981)

STRANG, G. & FIX, G.J.: An analysis of the finite element method. Prentice Hall Inc., Eaglewood Cliffs, N.J. (1973)



- 7.1 inleiding
  - 7.1.1 spanningstoestand
  - 7.1.2 interpretatie
- 7.2 aspecten met betrekking tot de modelvorming
  - 7.2.1 geometrische begrenzing
  - 7.2.2 een essentiële parameter
- 7.3 klinisch relevante aspecten
  - 7.3.1 lokalisatie van de kauwbelasting
  - 7.3.2 overgangskonditie tussen restauratie en kaviteitswand
  - 7.3.3 kaviteitsgeometrie
  - 7.3.4 invloed van de onderlaag
- 7.4 referenties

## 7.1 INLEIDING

Voordat wordt overgegaan tot een beschrijving van de modelresultaten, wordt in dit hoofdstuk aandacht besteed aan een aantal aspecten, die bij de interpretatie van een drie-dimensionale spanningsanalyse van belang zijn.

De berekeningen aan het model hebben een grote hoeveelheid materiaal opgeleverd, dat bestaat uit:

- a. cijfermateriaal: per knooppunt worden de verplaatsingen en de spanningen getabelleerd;
- b. plotfiguren: afbeeldingen, waarin worden weergegeven:
  - hoofdspinningen (in een vlak door de r- en de z-as);
  - lijnen, die punten verbinden met een gelijk spanningsnivo (radiale, tangentiële, axiale of ideële spanningen);
  - verplaatsingen van punten;
- c. grafieken: grafische weergaven van spanningen langs verschillende lijnen.

Bij de beschrijving van de modelresultaten zal slechts een gedeelte van de verkregen resultaten ter illustratie worden gehanteerd. Uitvoerige rapportage van de uitkomsten van de berekeningen bij de diverse modellen is vastgelegd in de vorm van interne rapporten (Interne Rapportserie (1980 a t/m i)).

In dit hoofdstuk wordt slechts een aantal saillante modelresultaten gepresenteerd. Uitgangspunt voor de opbouw van dit hoofdstuk is een systematiek, waarbij stellingen, die op grond van de verkregen resultaten zijn geformuleerd, worden onderbouwd met het verkregen materiaal. Indeling van de stellingen heeft op zodanige wijze plaats gevonden, dat de methodologische en de klinisch relevante aspecten van de modelresultaten achtereenvolgens gescheiden aan bod komen. In paragraaf 7.2 wordt aandacht besteed aan factoren, die van invloed zijn op de modelvorming en daardoor de modelresultaten mogelijk hebben beïnvloed. Paragraaf 7.3 geeft een beschouwing van mogelijk klinisch relevante aspecten in relatie met de modelresultaten.

## 7.2

### 7.1.1 Spanningstoestand

Zoals reeds in hoofdstuk 2 werd beschreven, is het karakteriseren van de drie-dimensionale spanningstoestand in een willekeurig punt, ergens in een lichaam, een zeer complexe aangelegenheid. In het algemeen zijn in ieder punt daartoe 6 getallen noodzakelijk. In een cilindrisch coördinatensysteem kunnen voor deze 6 groot-heden de spanningskomponenten gekozen worden zoals in afbeelding 7.1 voor punt P is weergegeven. Dus:

$\sigma_r$  (radiale spanning)

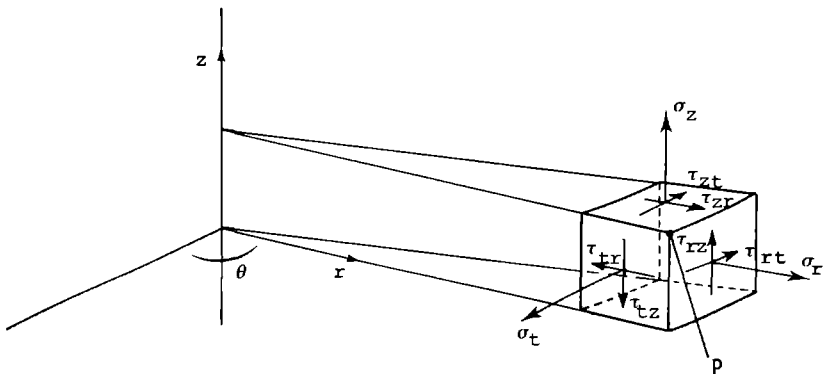
$\sigma_t$  (tangentiële spanning)

$\sigma_z$  (axiale spanning)

$\tau_{zt}$  ( $= \tau_{tz}$ ) (transversale schuifspanning)

$\tau_{rt}$  ( $= \tau_{tr}$ ) (tangentiële schuifspanning)

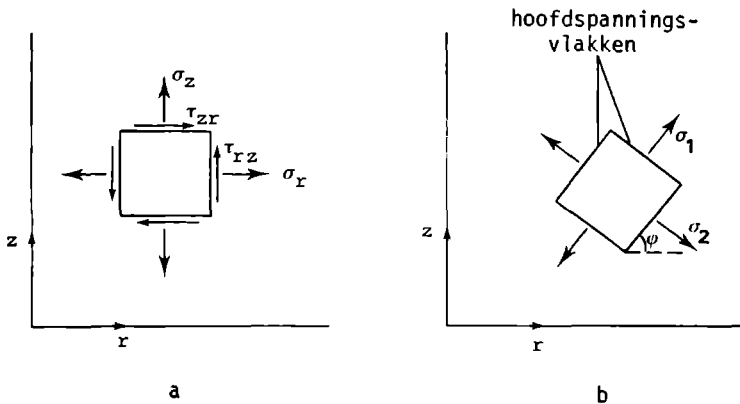
$\tau_{rz}$  ( $= \tau_{zr}$ ) (axiale schuifspanning)



Afb. 7.1 Schematische voorstelling van de drie-dimensionale spanningstoestand in een cilindrisch, rechtsdraaiend coördinatensysteem ( $r$ ,  $\theta$  en  $z$ ).

In een axisymmetrisch model met een axisymmetrische geometrie en belasting en axisymmetrisch materiaalgedrag wordt dit aantal gereduceerd tot vier, doordat de transversale en tangentiële schuifspanningen, uit symmetrie-overwegingen, exakt gelijk zijn aan nul:  $\tau_{zt} = \tau_{rt} = 0$ . Er resteren dan nog:  $\sigma_r$ ,  $\sigma_t$ ,  $\sigma_z$  en  $\tau_{rz}$ .

Het is mogelijk een zodanige keuze van snedevlakken te maken door het te beschouwen punt, dat er slechts normaalspanningen en dus geen schuifspanningen op deze vlakken (hoofdspanningsvlakken) werken. Ieder vlak met  $\theta = \text{konstant}$  is een hoofdspanningsvlak. Door in dit (transversale) vlak, in plaats van de z- en r-richting, twee andere geschikte richtingen te kiezen, kunnen de twee andere hoofdvlakken worden vastgelegd (afb. 7.2) loodrecht op deze richtingen. Deze vlakken zijn dus zodanig dat er geen schuifspanningen in werken.



Afb. 7.2 Spanningen (a) en hoofdspanningen (b) in het transversale vlak.

Alle informatie per punt wordt dan gegeven door:

- de 3 hoofdrichtingen:

a) 1 hoofdrichting, loodrecht op het transversale vlak in tangentiële richting;

b) 2 onderling loodrechte hoofdrichtingen in het transversale vlak, welke gekarakteriseerd worden door  $\phi$  (afb. 7.2 b);

- de bijbehorende hoofdspansingen, te weten  $\sigma_t$ ,  $\sigma_1$  en  $\sigma_2$ .

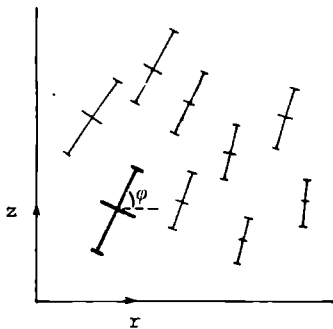
In een axisymmetrisch model is de totale spannings situatie per punt dan ook te karakteriseren door de vier grootheden:

$\phi$ ,  $\sigma_t$ ,  $\sigma_1$  en  $\sigma_2$

### 7.1.2 Weergave van de modelresultaten

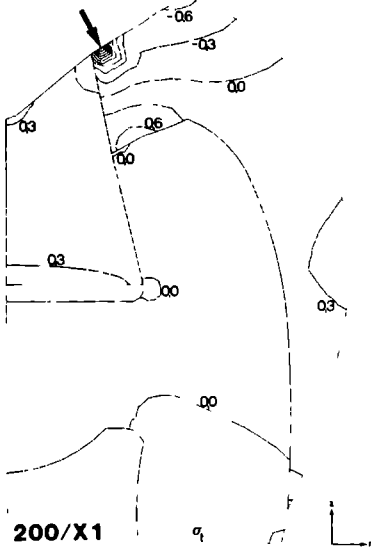
De resultaten van de uitgevoerde modelanalyses worden op diverse manieren gepresenteerd:

1. tabellen, waarin per knooppunt de knooppuntskracht of de verplaatsingen worden vermeld;
2. plotfiguren, waarin hoofdspansingen worden getoond in het vlak door de r- en z-as. Hierin worden richting ( $\phi$ ) en grootte aangegeven van de hoofdspansingen  $\sigma_1$  en  $\sigma_2$  in de knooppunten der TRIAX-3 elementen. Een voorbeeld van een dergelijke hoofdspansingsfiguur wordt gegeven in afbeelding 7.3.

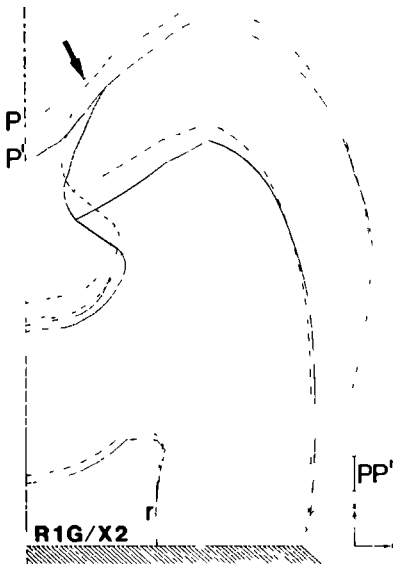


schaal  
hoofdspansingen:  
 $\bar{I} = 1 \text{ N/mm}^2$

Afb. 7.3 Voorbeeld van een plotfiguur, waarin de hoofdspansingen in het transversale vlak zijn afgebeeld.



Afb. 7.4  
 Voorbeeld van een plotfiguur,  
 waarin verbindingslijnen worden  
 aangegeven tussen punten met  
 een gelijk spanningsnivo (in  
 casu tangentiële hoofdspanningen  
 in  $N/mm^2$ ).



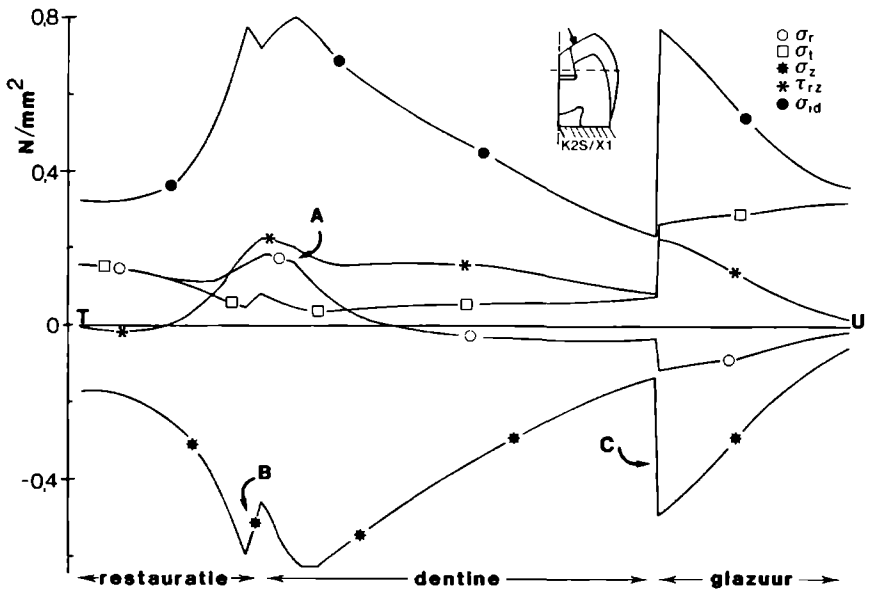
Afb. 7.5  
 Verplaatsingsweergave: onver-  
 vormde (-----) en vervormde  
 (————) situatie; schalings-  
 faktor als aangegeven.



In een dergelijke afbeelding wordt tevens hoek  $\phi$  aangegeven. De lengte van een 'hoofdspanningslijntje' wordt bepaald door de grootte van de spanning. Het teken van de spanning wordt aangegeven door eventuele dwarslijntjes aan de uiteinden ervan: / = trekspanning (+) en  $\int$  = drukspanning (-). Per punt zijn er twee onderling loodrechte, transversale hoofdspanningsrichtingen. Op hoeveel plaatsen hoofdspanningen getekend worden, is afhankelijk van de wijze van elementverdeling. Bij een grovere elementverdeling worden dus minder hoofdspanningslijntjes per oppervlakte-eenheid getekend dan bij een fijnere elementverdeling.

Het bovenstaande heeft betrekking op een twee-dimensionale weergave van de transversale hoofdspanningen. Door tevens de tangentiële hoofdspanningen bij de interpretatie te betrekken, wordt inzicht verkregen in de drie-dimensionale toestand.

3. plotfiguren, waarin lijnen staan aangegeven, die punten met een gelijk spanningsnivo verbinden (afb. 7.4). Een dergelijke afbeelding is te lezen als een geografische 'hoogtekaart' waarop 'hoogtelijnen' staan aangegeven. Op deze wijze kunnen de resultaten betreffende bijvoorbeeld de radiale, axiale en ideële spanningen, de tangentiële hoofdspanningen en de schuifspanningen visueel worden weergegeven. De in de afbeelding aangebrachte getallen geven de spanningsnivo's weer in  $N/mm^2$ . Een negatieve waarde geeft drukspanning aan, een positieve waarde duidt op trekspanning.
4. plotfiguren, waarin verplaatsingen worden aangegeven. Deze tonen bijvoorbeeld een beeld van de kontoeren van het onvervormde en vervormde model (afb. 7.5). De vervorming is sterk vergroot getekend, doordat de werkelijke vervorming wordt vermenigvuldigd met een bepaalde faktor, alvorens de resultaten worden uitgeplot. In afbeelding 7.5 is bijvoorbeeld de verplaatsing van P naar P' in werkelijkheid  $-6,62 \mu m$  in axiale richting.
5. grafieken, waarin spanningen als een functie van de plaats worden weergegeven. Een voorbeeld hiervan is afbeelding 7.6.



Afb. 7.6 Grafische weergave van de spanningen langs een bepaalde doorsnede TU. De betekenis van de symbolen is in de figuur weergegeven.

Binnen een deelgebied verlopen alle spanningen theoretisch continu. In de kurve kan een zekere hoekigheid optreden als gevolg van de diskretisering uit de elementenmethode (A). Dergelijke onregelmatigheden zijn weg te werken door kleinere elementen te kiezen. Meestal is een dergelijke verfijning echter niet zinvol. Bij overgang van het ene deelgebied in het andere - waarbij verandering in materiaaleigenschappen optreedt, zoals bijvoorbeeld de overgang restauratie/dentine (B) of dentine/glazuur (C) - kan en moet voor sommige spanningen een diskontinuiteit optreden. In de grafieken worden de 'links' en 'rechts' van de diskontinuiteit beschreven grootheden eenvoudig door een rechte lijn verbonden (zie B en C).

In de berekeningen wordt voor de vergelijkspanning een werkwijze gevolgd, die bekend staat als het 'kriterium van Maxwell-Hüber-Hencky-Von Mises' (zie 2.6). De formule, die hiervoor wordt gehanteerd, luidt in een cilindrisch coördinatensysteem als volgt:

$$\sigma_{ide\ddot{e}e} = \sqrt{\{(\sigma_r - \sigma_t)^2 + (\sigma_r - \sigma_z)^2 + (\sigma_t - \sigma_z)^2\} / 2 + 3(\tau_{rt}^2 + \tau_{rz}^2 + \tau_{tz}^2)}$$

Bij een axisymmetrisch model en axisymmetrische belasting, waarbij  $\tau_{rt} = \tau_{tz} = 0$ , wordt de formule:

$$\sigma_{ide\ddot{e}e} = \sqrt{\{(\sigma_r - \sigma_t)^2 + (\sigma_r + \sigma_z)^2 + (\sigma_t - \sigma_z)^2\} / 2 + 3\tau_{rz}^2}$$

De vergelijkspanning dient gezien te worden als een rekengrootheid, die aangeeft waar de spanningstoestand mogelijkwjs interessant is. Of dit inderdaad het geval is, is afhankelijk van de konkrete spanningen - soort, grootte en teken - die een rol spelen bij het tot stand komen van de relatief hoge vergelijkspanning. Daartoe worden de afzonderlijke spanningen ter plaatse bekeken.

Bij beschouwing van de modelresultaten, dient steeds rekening te worden gehouden met het feit dat het gehanteerde model een vereenvoudiging van de realiteit is voor wat betreft geometrie, materiaaleigenschappen en belasting. De modelresultaten dienen, wanneer het om klinische implicaties gaat, beschouwd te worden als mogelijke implicaties.

Ter wille van een duidelijke weergave, worden bij plotfiguren soms de grootste spanningen in de omgeving van het aangrijpingspunt niet afgebeeld.

## 7.2 ASPEKTEN MET BETREKKING TOT MODELVORMING

In deze paragraaf worden enkele factoren geanalyseerd, die bij de modelvorming een rol spelen. Met name zal de relatieve invloed, die deze factoren op de modelresultaten hebben, worden bekeken. Per deelparagraaf zullen, na een korte inleiding, één of meerdere stellingen worden geponeerd. Ten bewijze hiervan worden enige relevante voorbeelden van de modelresultaten gepresenteerd. Deze worden gevolgd door een korte discussie en/of konklusie. De gehanteerde modelvarianten werden reeds in paragraaf 5.3 gedefiniëerd.

### 7.2.1 Geometrische begrenzing

Onder fysiologische omstandigheden bevindt een ondermolaar zich in een tandboog tussen twee buurelementen. Hiermee wordt een min of meer puntvormig approximaal contact gemaakt. Belasting van de ondermolaar zou in de omgeving van deze kontaktpunten tot het optreden van (reactie)krachten in de buurelementen kunnen leiden. De vraag is in hoeverre bij de modelvorming het model beperkt kan blijven tot de te bestuderen molaar of dat ook de buurelementen hierbij dienen te worden betrokken.

#### STELLING 1a:

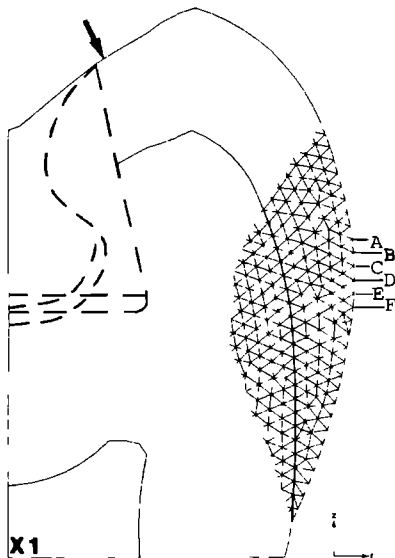
Bij onderzoek, dat gericht is op het mechanisch gedrag van het kroongedeelte van een gebitselement voorzien van een okklusale preparatie en restauratie, kan het model, wanneer wordt uitgegaan van een axisymmetrische belasting, beperkt blijven tot één solitair gebitselement.

Ten bewijze van deze stelling worden modelresultaten gepresenteerd van modellen mét restauraties. Bij het model met een grote, rechte restauratie wordt zowel een 'vaste' (200) als een

'losse' modelvariant (20L) geanalyseerd; daarnaast wordt het model met de ronde kaviteitsvorm bekeken (R1G). Wat betreft de belasting, valt de keuze op belastingssituatie X1, omdat hierbij grotere verplaatsingswaarden ter hoogte van het approximale contactpunt te verwachten zijn dan bij belastingssituatie X2 en X3. Men kan aannemen dat de contactgebieden van het buurelement in de beschouwingen van het te belasten gebitselement betrokken zouden moeten worden, wanneer de knooppunten in het contactgebied verplaatsingen in radiale richting te zien geven, die van zodanige grootte zijn, dat daarvan invloed op het buurelement uitgaat. In afbeelding 7.7 is weergegeven welke knooppunten (A t/m F) bij de gegeven modellen in de beschouwing zijn opgenomen. In tabel 7.I zijn de verplaatsingen van deze modelvarianten in r- en z-richting getabelleerd, voor de knooppunten A tot en met F, ter hoogte van het approximale contactpunt. De verplaatsingen van de knooppunten liggen in radiale richting in de range van 0,7 - 0,9  $\mu\text{m}$  en variëren in axiale richting van 1,8 - 2,1  $\mu\text{m}$ .

Bij de interpretatie van de gegevens uit tabel 7.I zijn twee aspecten van belang. Ten eerste dient de verplaatsing van het contactpunt in mesiale of distale richting in relatie te worden gebracht met verplaatsingen van de tand als geheel ten gevolge van de bewegingsruimte, die geboden wordt door de parodontaalspleet. De breedte van de parodontaalspleet varieert sterk per persoon, per element bij dezelfde persoon en op verschillende hoogtes van de tandkas. Onder fysiologische omstandigheden varieert deze breedte van 0,1 - 0,4 mm (Mjör & Fejerskov (1979)). De verplaatsingen ter hoogte van het approximale contactpunt in dit model (zie tabel 7.I) zijn zeer gering en verwaarloosbaar in vergelijking tot de breedte van de parodontaalspleet.

Naast het verschil in orde van grootte tussen de waargenomen verplaatsingen in het model en de breedte van de parodontaalspleet treedt bovendien door de verplaatsingen in de z-richting nog een verschuiving op in de hoogte van het contactpunt tussen de buurelementen (afb. 7.8). Deze verschuiving wordt bevorderd door de

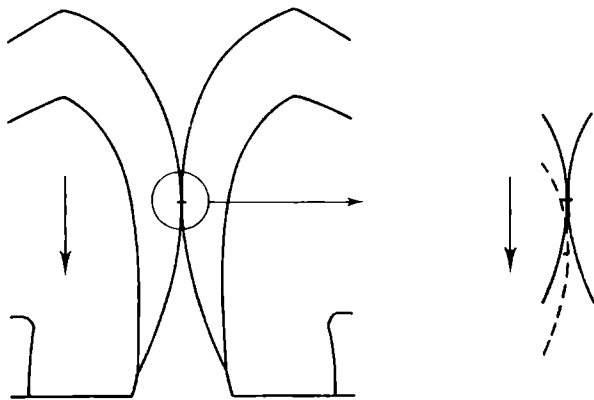


Afb. 7.7  
Knooppunten ter hoogte van  
het approximale contactpunt.

TABEL 7.I

model	200/X1		20L/X1		R1G/X1	
richting	r	z	r	z	r	z
KNOOPPUNT	VERPLAATSINGEN ( $\mu\text{m}$ )					
A	0,672	-1,942	0,886	-2,058	0,659	-1,898
B	0,701	-1,923	0,906	-2,048	0,685	-1,875
C	0,720	-1,901	0,915	-2,032	0,704	-1,856
D	0,736	-1,878	0,915	-2,016	0,714	-1,834
E	0,746	-1,856	0,906	-1,997	0,723	-1,808
F	0,749	-1,830	0,893	-1,968	0,723	-1,782

Tabel 7.I Verplaatsingen in r- en z-richting van de knooppunten A tot en met F (afb. 7.2) van de modellen 200, 20L en R1G bij belastingsituatie X1.



Afb. 7.8 Verlies van contact bij verplaatsingen in axiale richting.

axiale bewegingsmogelijkheid van de wortel van een gebitselement in de parodontalspleet. Daardoor zouden de buurelementen bij aanwezigheid van een kontaktpunt, zoals in de geschetste situatie, het contact met elkaar kunnen verliezen. Door vaste inklemming van de basis van het model zijn de verplaatsingen in z-richting ter hoogte van het kontaktpunt kleiner dan in werkelijkheid. Bij verwaarlozing van het effect van de vaste inklemming (zie 6.2.7) is het zeker op zijn plaats de vervorming ter hoogte van het kontaktpunt buiten beschouwing te laten. Uitgaande van het feit, dat de r-komponent van een fysiologische belasting op het onderzochte gebitselement aanzienlijk kleiner is dan de z-komponent, kan bij een axisymmetrische belasting de konklusie worden getrokken, dat de mogelijke reactiekracht ten gevolge van het contact met buurelementen verwaarloosbaar klein is.

Bovenstaande resultaten en overwegingen tonen aan dat modelvorming van een solitair gebitselement voor de huidige vraagstelling geoorloofd is, indien uitgegaan wordt van een axisymmetrische belastingssituatie op het okklusale vlak.

Wanneer men het gekozen model gaat analyseren zou men spanningspatronen door de gehele kroon aan nadere analyses kunnen gaan onderwerpen. De vraag is in hoeverre de analyses beperkt kunnen blijven tot gedeelten van het model, doordat bijvoorbeeld okklusale kauwkrachten slechts in beperkte mate 'uitstralen' in het gebitselement.

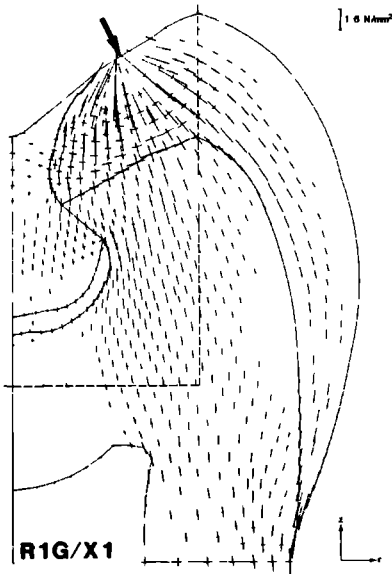
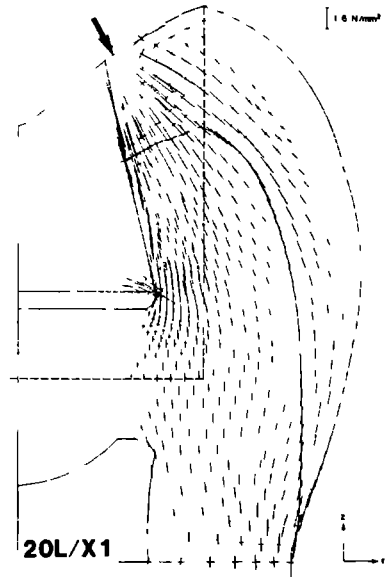
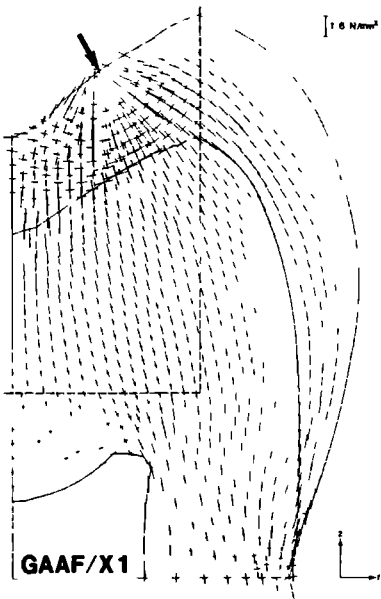
#### STELLING 1b:

Onderzoek naar het effect van kauwbelasting op het okklusale deel van een okkusaal gerestaureerd gebitselement kan worden beperkt tot een gebied, dat het aangrijpingspunt van de belasting, de restauratie en de directe omgeving van beide omvat.

Ter onderbouwing van deze stelling worden modelresultaten getoond van de meest extreme modelvarianten, namelijk het model zonder restauratie (GAAF), het model met 'losse', rechte restauratie (10L) en het model met 'vaste' ronde restauratie (R1G). Hierbij wordt gekozen voor belasting op het glazuur (X1), aangezien gebleken is, dat deze belastingswijze - in vergelijking tot X2 en X3 - een grotere spanningstoestand oproept in de tandweefsels buiten de directe omgeving van de restauratie. In afbeelding 7.9 en 7.10 worden achtereenvolgens de transversale en tangentiële hoofdspanningen getoond, die belastingsituatie X1 in deze modellen oproept.

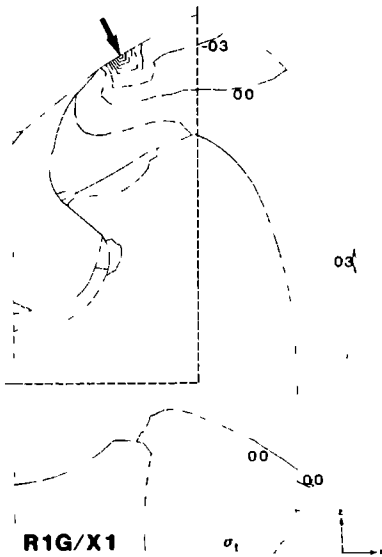
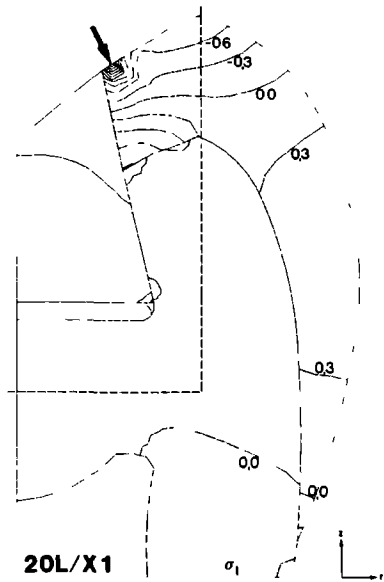
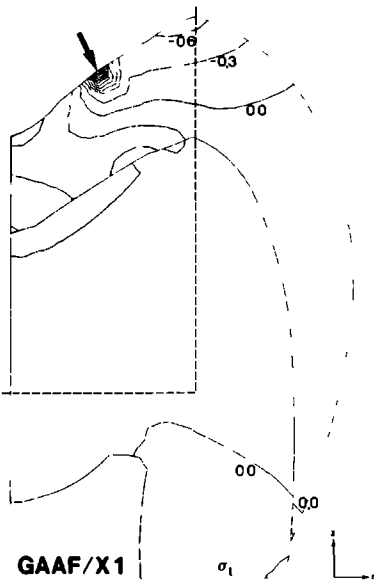
Vergelijking van de spanningstoestand van een groot aantal modelvarianten (zie Interne Rapportserie) levert buiten een bepaald gebied (in afb. 7.9 en 7.10 aangegeven met een stippellijn) nagenoeg identieke spanningspatronen op. Als voorbeeld zijn spanningspatronen van de modellen GAAF, 20L en R1G getoond. Geconkludeerd kan worden dat bij andere belastingsituaties (X2 en X3) eveneens een dergelijk, nagenoeg identiek spanningspatroon voor het gebied buiten het kader zal optreden.





Afb. 7.9

Transversale hoofdspanningen bij belastingssituatie X1 in de modellen GAAF, 20L en R1G. Buiten het aangegeven kader zijn deze hoofdspanningen niet of nauwelijks afhankelijk van de gekozen modelvariant (de grootste hoofdspanningen in en rond het belastingspunt worden niet weergegeven).



Afb. 7.10  
Tangentiële hoofdspanningen  
( $N/mm^2$ ) bij belastingssituatie  
X1 in de modellen GAAF, 20L en  
R1G. Buiten het aangegeven  
kader zijn deze hoofdspanningen  
niet of nauwelijks afhankelijk  
van de gekozen modelvariant.

Onderzoek naar het effect van wijziging van parameters van preparatie en restauratie op de spanningssituatie in het gerestaurerde deel van het gebitselement, kan in de gegeven modelstudies derhalve worden beperkt tot de directe omgeving van restauratie en aangrijpingspunt van belasting.

### 7.2.2 Een essentiële parameter

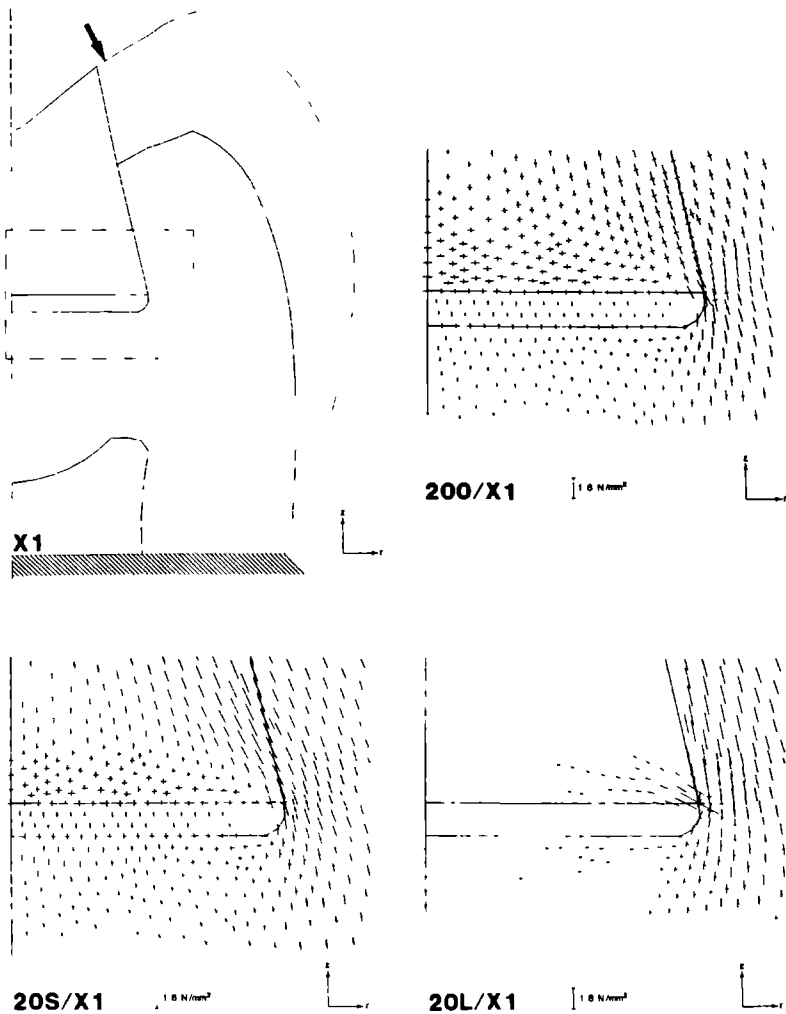
Bij het bestuderen van de vraagstellingen, die klinisch relevant kunnen zijn, is het van belang vooraf enig inzicht te hebben in de mate van relatief belang van de diverse parameters. Als voornaamste onafhankelijke parameters bij een gegeven belastingssituatie noemen we geometrie, materiaaleigenschappen en koppelvoorwaarden tussen de deelgebieden.

#### STELLING\_2a:

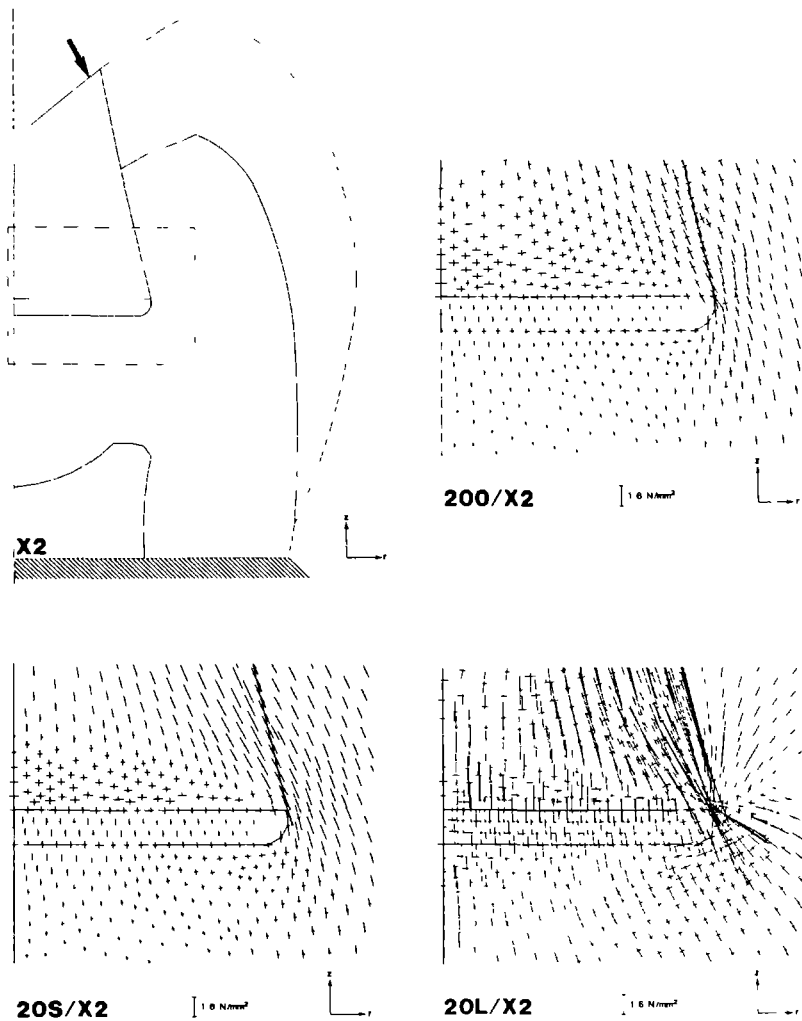
Bij een model, dat gebruikt wordt om het spanningsverloop in een gerestoureerd gebitselement te analyseren, dient in ieder geval aandacht te worden besteed aan de essentiële parameter 'koppelvoorwaarde tussen restauratie en kaviteit'.

Ten bewijze van deze stelling wordt de spanningstoestand van een representatieve modelvariant beschreven. Hiertoe wordt de modelvariant met de grote, rechte restauratie bij belastingssituatie X1 en X2 als voorbeeld genomen, omdat het effect van de verschillende koppelvoorwaarden hierbij het beste te visualiseren is. Bij deze modelvariant is de overgang tussen restauratie en opstaande kaviteitswand op drie verschillende wijzen geschematiseerd, namelijk:

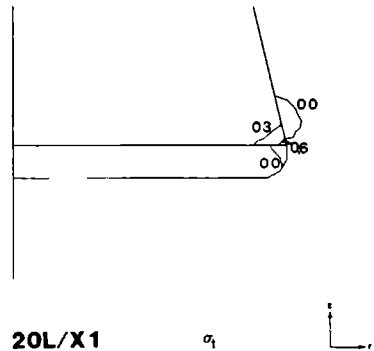
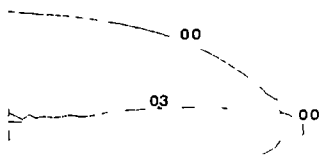
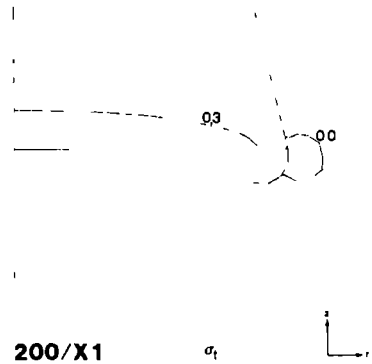
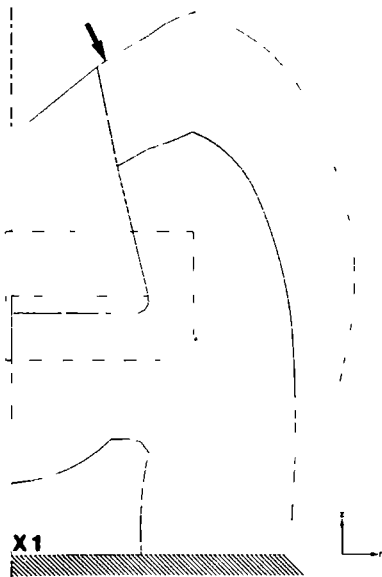
- een hechte verbinding tussen de knooppunten van beide gebieden (200);
- een verbinding, waarbij een zekere mate van speling mogelijk is (20S);
- een situatie, waarbij géén verbinding bestaat tussen de knooppunten van beide gebieden (20L).



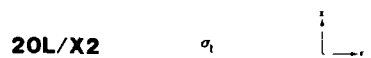
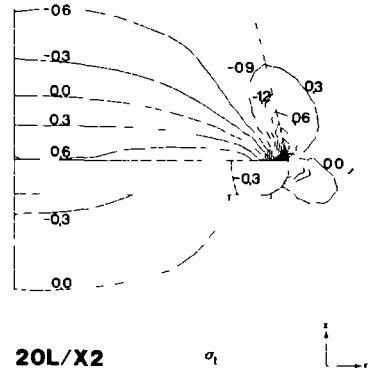
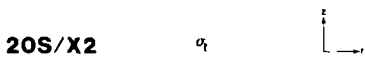
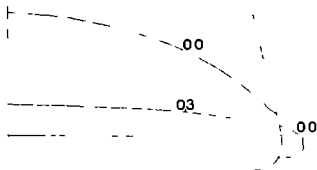
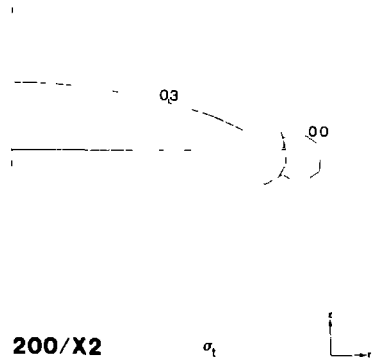
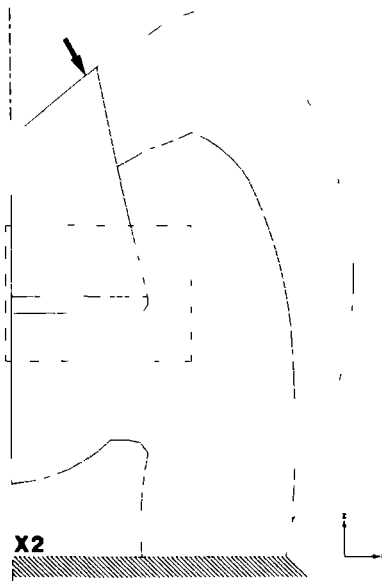
Afb. 7.11 Transversale hoofdspansingen in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingssituatie X1.



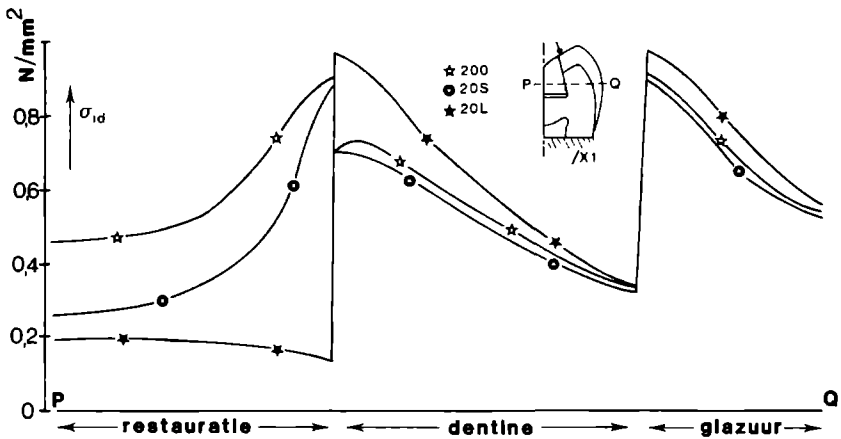
Afb. 7.12 Transversale hoofdspansingen in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingssituatie X2 (de grootste hoofdspansingen langs de opstaande wand in model 20L/X2 zijn niet afgebeeld).



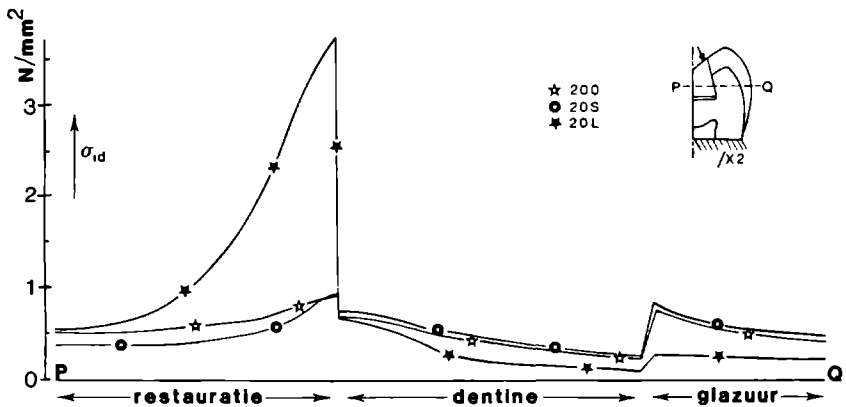
Afb. 7.13 Tangentiële hoofdspansingen ( $\text{N/mm}^2$ ) in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingsituatie X1.



Afb. 7.14 Tangentiële hoofdspansingen ( $N/mm^2$ ) in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingssituatie X2.



Afb. 7.15 Vergelijkspanningen ter hoogte van doorsnede PQ in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingsituatie X1. De as PQ komt overeen met de doorsnede als aangegeven in de inzet rechts boven in deze afbeelding.



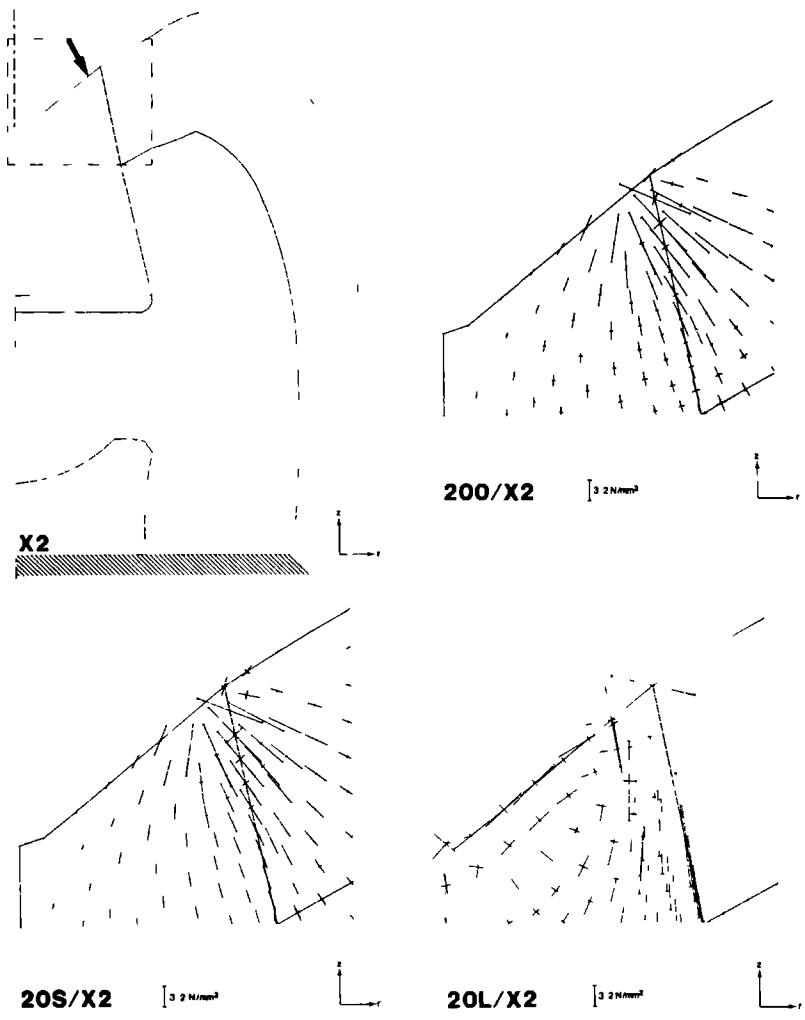
Afb. 7.16 Vergelijkspanningen ter hoogte van doorsnede PQ in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingsituatie X2. De as PQ komt overeen met de doorsnede als aangegeven in de inzet rechts boven in deze afbeelding.



Enkele modelresultaten van deze drie simulaties worden weergegeven in de afbeeldingen 7.11 en 7.12 (transversale hoofdspansingen), 7.13 en 7.14 (tangentiële hoofdspansingen) en 7.15 en 7.16 (ideële spansingen). Hierbij worden de resultaten beperkt tot een relevant gebied of doorsnede.

De transversale hoofdspansingen, zoals weergegeven in afbeelding 7.11 en 7.12 en de nivo's van tangentiële hoofdspansing in overeenkomstige gebieden, als afgebeeld in 7.13 en 7.14, laten duidelijk zien, dat de wijze, waarop het overgangsgebied tussen restauratie en gebitselement is geschematiseerd, het spanningsverloop in het model aanzienlijk beïnvloedt. In afbeelding 7.15 en 7.16 is de vergelijkspanning ter hoogte van de doorsnede PQ in de modellen 200, 20S en 20L weergegeven voor de belastingssituaties X1 en X2. Bij onderlinge vergelijking van deze modelvarianten blijkt dat model 20L, ook wat betreft vergelijkspanning, een aanzienlijk verschil vertoont met beide andere modellen. Wordt verondersteld dat er sprake is van géén hechting tussen restauratiemateriaal en tandweefsel dan treden aanzienlijk grotere spansingen op dan wanneer uitgegaan wordt van een hechte verbinding of een verbinding met spelingsmogelijkheid. Deze verschillen zijn met name waar te nemen in de restauratie en bij de overgang van restauratie naar tandmateriaal.

In het algemeen kan gesteld worden dat uit de gepresenteerde afbeeldingen 7.11 tot en met 7.16 blijkt, dat de wijze van schematisering van het overgangsgebied restauratie/tandmateriaal wezenlijk van invloed is op de modelresultaten. Het lijkt daarom van groot belang dat deze essentiële parameter bij een dergelijke modelvorming altijd bewust wordt gedefinieerd. Een goed inzicht in het effect van deze parameter is gewenst. In het hierna volgende zal meer specifiek worden ingegaan op deze overgangskonditie bij de onderhavige modelvarianten voor restauraties van amalgaam en komposiet. Bij de slotopmerkingen (hoofdstuk 8) zal in algemene zin op de overgang restauratie/tandmateriaal worden teruggekomen.



Afb. 7.17 Hoofdspanningen in de modellen 200, 20S en 20L bij belastingssituatie X2 (de grootste hoofdspanningen in de omgeving van het belastingpunt zijn niet afgebeeld).

## Amalgaam

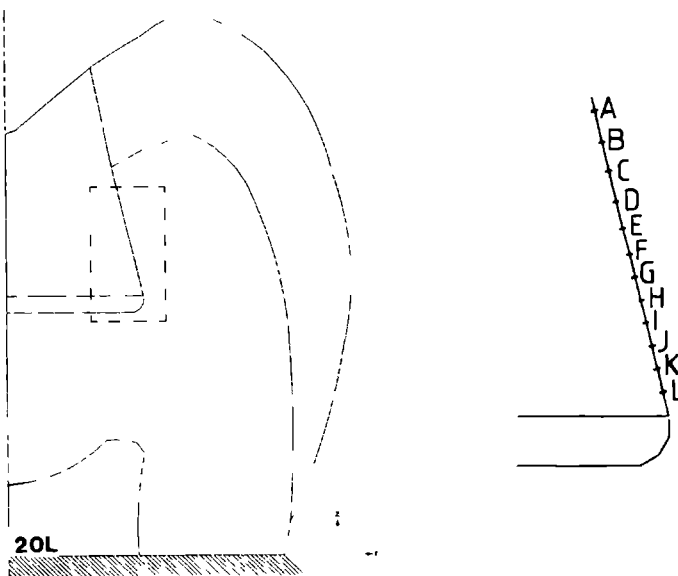
Ten aanzien van de mate van adaptatie van het restauratiemateriaal amalgaam aan tandweefsel in termen van hechting, wrijving of speling is nog maar weinig bekend (zie hoofdstuk 4). De onzekerheid over de overgang tussen amalgaam en tandweefsels heeft bij de modelvorming geleid tot schematisering van drie varianten: twee extremen ('vast' en 'los') en een tussenvorm ('speling'). Modelvariant 20L is in zoverre niet in overeenstemming met de werkelijkheid, dat bij berekening van de knooppuntskrachten en -verplaatsingen in het model (en dus ook van de spanningen en de rekken) de aanwezigheid van een buurgebied bij de overgang amalgaam/tandweefsel niet in rekening wordt gebracht. Dat wil zeggen dat de knooppuntverplaatsingen in het overgangsgebied restauratie/tandweefsel worden berekend zónder een eventuele beïnvloeding te verdiskontereren van nabij gelegen deelgebieden. Ter illustratie hiervan zijn in afbeelding 7.17 transversale hoofdspansingen weergegeven, waaruit de verschillen aan de okklusale zijde van het model naar voren komen.

In model 20L vertoont het okklusale gedeelte van de opstaande kaviteitswand transversale hoofdspansingen, die zéér klein zijn. Dit is het gevolg van het ontbreken van enige koppeling tussen restauratie en kaviteitswand. Hierdoor worden noch trek- noch drukspanningen vanuit de restauratie rechtstreeks naar de tandweefsels doorgeleid. Het zeer lage spanningsnivo, dat toch in het glazuur aanwezig is, wordt niet rechtstreeks vanuit de restauratie veroorzaakt maar door het doorleiden van spanningen van het onderste deel van het element naar okklusaal toe.

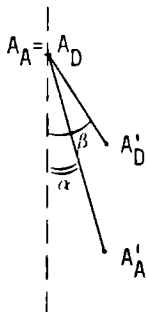
Bij model 200 en 20S vertonen opstaande kaviteitswand en restauratie een regelmatig patroon van transversale hoofdspansingen dan bij model 20L. In model 200 - waarbij een hechte verbinding tussen restauratie en kaviteitswand is verondersteld - worden zowel druk- als trekspanningen direct vanuit de restauratie naar de daaraan gekoppelde weefsels geleid. Bij model 20S - waarbij aan de overgang restauratie/kaviteitswand spelingsmogelijkheid is

toegekend - worden drukkrachten rechtstreeks doorgeleid van de restauratie naar het tandweefsel. Bij het spelingsmodel zijn trekkrachten loodrecht op de grensvlakken uitgesloten. Bij afwezigheid van drukkrachten zijn de grensvlakken restauratie/tandweefsel los van elkaar en kan er een spleet ontstaan.

In de omgeving van het onderste gedeelte van de restauratie leidt de 'losse' modelvorming (20L) tot gedrag, dat min of meer in overeenstemming is met de realiteit. Ten bewijze hiervan zijn in tabel 7.II de verplaatsingen in r- en z-richting getabelleerd van de knooppunten, die in afbeelding 7.18 zijn weergegeven. Knooppunt A uit afbeelding 7.18 ligt, evenals de knooppunten B tot en met L, op de grens van de deelgebieden amalgaam en dentine. Het knooppunt A van het deelgebied amalgaam ( $A_A$ ) heeft een bepaalde verplaatsing in radiale en axiale richting naar punt  $A'_A$  (zie afb. 7.19). Het knooppunt A van het deelgebied dentine ( $A_D$ ) wordt verplaatst naar  $A'_D$ .



Afb. 7.18 Knooppunten op de overgang amalgaam/tandweefsel in model 20L.



Afb. 7.19

Schematische voorstelling van de verplaatsing van punt A.

De hoek  $\alpha$  is de hoek tussen de lijn  $A_A A'_A$  en de symmetrie-as; de hoek  $\beta$  is de hoek, die de lijn  $A_D A'_D$  hiermee maakt. Indien  $\alpha < \beta$  of  $|\operatorname{tg} \alpha| < |\operatorname{tg} \beta|$  is, is er na vervorming een spleet tussen de deelgebieden amalgaam en dentine. Hetzelfde geldt voor de knooppunten B tot en met L.

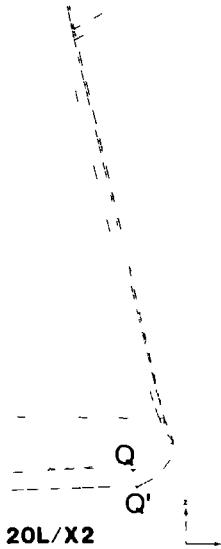
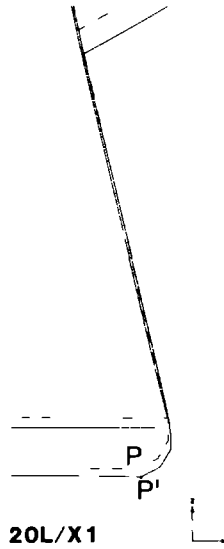
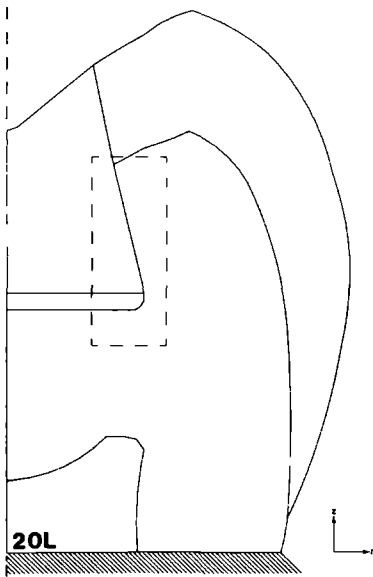
Beschouwing van de numerieke waarden voor de knooppuntsverplaatsingen uit tabel 7.II leidt tot de konklusie, dat in model 20L op de overgang amalgaam/tandweefsel spleetvorming optreedt bij belastingssituatie X2. Dit wordt in afbeelding 7.20 in een andere vorm weergegeven, namelijk door een plotfiguur, waarin de verplaatsingen sterk vergroot tot uiting worden gebracht. In deze afbeelding vindt tevens weergave van de verplaatsingen in model 20L/X1 plaats. Door het ontstaan van een spleet wordt de invloed van het buurgebied tot nul teruggebracht. Door dit gedrag wordt de realiteit in het beschouwde gebied - in tegenstelling tot het okklusale gedeelte - door model 20L bij belasting X2 adequaat beschreven.

Uit het voorgaande blijkt, dat modelvariant 20L, bij belasting X2, in de omgeving van het bovenste gedeelte van de restauratie geen goede schematisering vormt. Bij belastingssituatie X3 is - hoewel in mindere mate - eenzelfde gedrag te verwachten.

TABEL 7.II

KNOOP- PUNT	AMALGAAM			DENTINE		
	VERPLAATSING ( $\mu\text{m}$ )		$ \text{tg } \alpha  =$	VERPLAATSING ( $\mu\text{m}$ )		$ \text{tg } \beta  =$
	r richting	z richting	$\left  \frac{r}{z} \right $	r richting	z richting	$\left  \frac{r}{z} \right $
A	0,627	-13,056	0,048	0,144	-2,464	0,058
B	0,592	-12,608	0,047	0,160	-2,528	0,063
C	0,554	-12,192	0,045	0,183	-2,592	0,071
D	0,525	-11,776	0,045	0,205	-2,656	0,077
E	0,493	-11,360	0,043	0,234	-2,752	0,085
F	0,474	-10,912	0,043	0,269	-2,848	0,094
G	0,467	-10,464	0,045	0,310	-2,976	0,104
H	0,477	- 9,952	0,048	0,378	-3,104	0,122
I	0,512	- 9,408	0,054	0,438	-3,296	0,133
J	0,582	- 8,736	0,067	0,550	-3,520	0,156
K	0,726	- 7,904	0,092	0,710	-3,808	0,241
L	1,062	- 6,752	0,157	1,024	-4,256	0,241

Tabel 7.II Verplaatsingen in r- en z-richting van de knooppunten A tot en met L (zie afb. 7.18) in model 20L bij belastingssituatie X2.



Afb. 7.20

Verplaatsingsweergave rond de interne restauratiehoek in model 20L bij belastingssituatie X1 en X2: onvervormde (---) en vervormde (—) situatie; verplaatsing:

<u>punt</u>	<u>r-richting</u>	<u>z-richting</u>
P	0,469 $\mu\text{m}$	- 1,716 $\mu\text{m}$
Q	0,681 $\mu\text{m}$	- 3,542 $\mu\text{m}$

Een belastingssituatie als X1, waarbij de belasting op het glazuur aangrijpt, leidt tot modelresultaten, waarbij effecten als boven vermeld, ook aan okklusale zijde, achterwege blijven. Door deze wijze van belasting blijven drukspanningen loodrecht op de overgangsvlakken achterwege en ontstaat er een spleet.

Samenvattend kan gesteld worden, dat de drie gekozen overgangsvarianten - vast, speling en los - niet altijd het gedrag van een amalgaamrestauratie adequaat beschrijven. Een 'vaste' overgang van het restauratiemateriaal amalgaam naar de tandweefsels is klinisch niet echt realiseerbaar. De 'losse' modelvariant is bij belastingssituatie X2 aan de okklusale zijde, vanuit het oogpunt van de modelvorming, niet realistisch. De modelvariant 'speling' is de meest optimale beschrijving van de realiteit. Beide extremen - vast en los - zijn echter voor een aantal beschouwingen zeer wel bruikbaar, indien gebiedsbeperking in acht wordt genomen en de omstandigheden per situatie kritisch worden bekeken. Bovenstaande geeft nogmaals aan, hoe essentieel de invloed kan zijn van de overgangskondities op de modelresultaten.

### Komposiet

Hoewel er naarstig naar gezocht wordt, bestaat er nog geen vulmateriaal dat zowel aan dentine, als aan glazuur hecht. Bij komposiet is het mogelijk een mechanische hechting aan glazuur te verkrijgen. Een dergelijke hechting aan dentine wordt bemoeilijkt doordat het wel haast onmogelijk blijkt een droog oppervlak te verkrijgen. Bij de modelvariant met een adhesieve komposietrestauratie (RIG) is verondersteld, dat niet alleen de komposiet/glazuur overgang een hechte verbinding vormt, maar tevens de overgang komposiet/dentine. Is het geoorloofd een dergelijke veronderstelling in het model op te nemen of speelt een meer realistische schematisering van deze overgang een wezenlijke rol?

Drukkrachten loodrecht op de komposiet/dentine overgang worden - bij schematisering als hechte verbinding of verbinding waarbij speling



mogelijk is - rechtstreeks doorgeleid van komposiet naar dentine en omgekeerd. Trekkrachten loodrecht op de overgang daarentegen zullen bij een spelingsmodel niet toegelaten worden en afwezigheid van drukkrachten zal dan spleetvorming tot gevolg hebben. Het is daarom van belang na te gaan of in de omgeving van deze overgang trekspanningen dan wel drukspanningen loodrecht op de overgang een rol spelen bij het tot stand komen van de spanningstoestand.

#### STELLING\_2b:

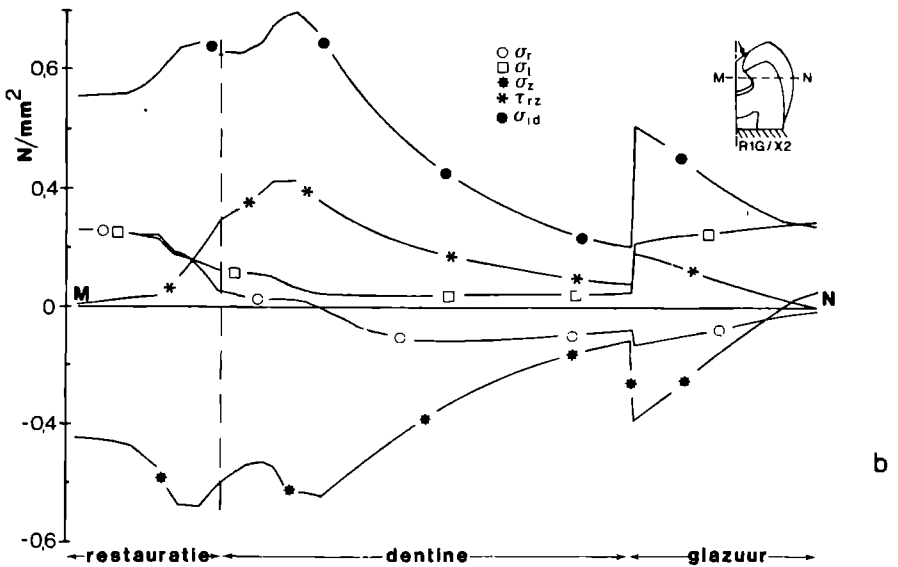
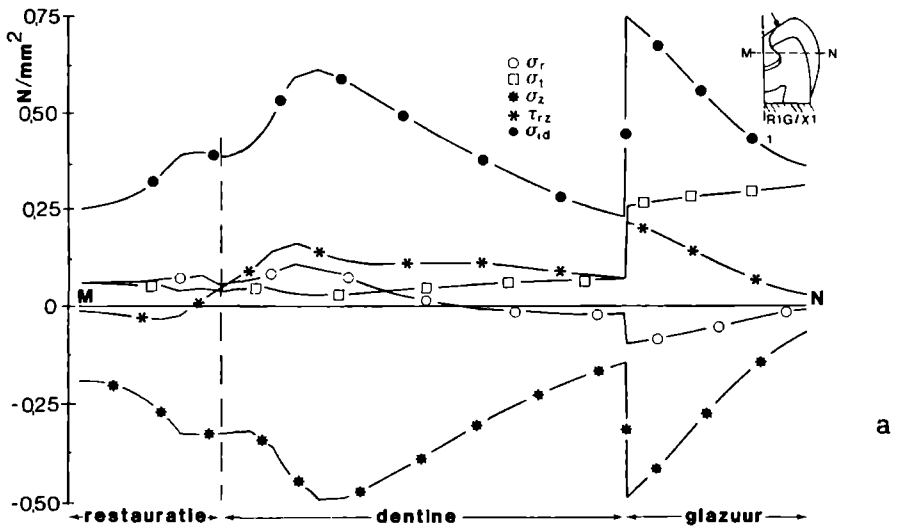
Bij de gekozen modelvorming en belasting van een adhesieve komposietrestauratie is schematisering van de overgang tussen komposiet en dentine als een hechte verbinding akseptabel. De invloed van deze overgangskonditie blijft beperkt tot een lokaal effect.

Grafische weergave van de spanningen ter hoogte van doorsnede MN door model R1G bij belastingssituatie X1 en X2 (afb. 7.21) laten zien, dat de axiale spanning ( $\sigma_z$ ) bij deze belastingssituaties negatief is. Omdat alle andere spanningen relatief klein zijn, is er géén vlak te vinden met een grote trekspanning. Hieruit volgt, dat de normaalspanning op een vlak, dat raakt aan het grensvlak komposiet/dentine, in ieder geval geen grote trekspanning kan zijn. Beschouwing van de knooppuntskrachten op de overgang komposiet/dentine, in model R1G bij belastingssituatie X1 en X2 (zie tabel 7.III), leidt tot de konklusie, dat er weinig trekspanning loodrecht op de overgang komposiet/dentine optreedt. Er werken geen of zeer kleine trekkrachten op de knooppunten in het overgangsgebied. Uit de grootte van de knooppuntskrachten evenwijdig aan het grensvlak blijkt, dat bij afwezigheid van hechting de vlakken over elkaar zouden glijden. De komposiet/dentine overgang vormt in vergelijking tot de komposiet/onderlaag en de komposiet/glazuur overgang (hechte verbinding) slechts een klein gedeelte van het totale overgangsgebied. Aangenomen kan worden dat de invloed, die de wijze van schematisering van deze korte

afstand heeft op het totale spanningsverloop in het gerestaureerde gebitselement, eveneens gering is. De neiging tot glijden zal bovendien worden tegengegaan door de oppervlakte-ruwheid van zowel dentine als komposiet. Daarnaast blijft het glijden - z6 er al sprake van is - beperkt tot een louter lokaal effekt rond deze overgang.

Bij schematisering van het overgangsgebied komposiet/dentine als een overgang met spelingsmogelijkheid, zal dit aanleiding geven tot lagere spanningssituaties in het gerestaureerde gebitselement dan bij een hechte verbinding. Uitzondering hierop vormen de punten, waar 'speling' overgaat in 'vast', en hun direkte omgeving: het gebied rond het punt, waar komposiet, glazuur en dentine en waar komposiet, dentine en onderlaag samenkomen.

Gelet op bovenstaande overwegingen is het geoorloofd schematisering van een vaste verbinding tussen komposiet en dentine in het gegeven model als een akseptabele beschrijving en modelvorming te beschouwen.



Afb. 7.21 Spanningen in model RIG ter hoogte van doorsnede MN bij belastingsituatie X1 (a) en X2 (b).

### 7.3 KLINISCH RELEVANTE ASPEKTEN

Uitgaande van het beschreven model van een gebitselement en gelet op de resultaten, die met betrekking tot de modelvorming in de vorige paragraaf zijn gepresenteerd, worden in deze paragraaf enkele aspecten beschouwd, die klinisch mogelijk relevant zijn. Hierbij komt ondermeer de invloed van factoren ter sprake als aangrijpingspunt van kauwbelasting, adaptatie van restauratie aan kaviteitswand, kaviteitsgeometrie en onderlaag. Per deelparagraaf wordt, na een korte inleiding, een stelling geponeerd. Ten bewijze van deze stelling worden enige relevante modelresultaten gepresenteerd. Deze worden gevolgd door een korte discussie, die afgesloten wordt met een konklusie.

#### 7.3.1 Lokalisatie van kauwbelasting

Door het beslijpen van knobbelhellingen - zowel van het te behandelen element als van zijn antagonisten - is het mogelijk om de lokalisatie van de okklusale kontakten te wijzigen. De vraag rijst, of vanuit mechanisch oogpunt bij okklusale restauraties een meest gewenste plaats is aan te wijzen voor het aangrijpingspunt van de okklusale belasting.

##### STELLING 3:

Bij de gekozen modelvorming treden grotere spanningen op in het gerestaureerde gebitselement, indien de belasting aangrijpt op de restauratie dan wanneer de belasting aangrijpt op het resterende deel van de glazuurkap.

Bij deze stelling wordt ter presentatie van de modelresultaten gekozen voor de 'losse' modelvariant (20L). Aangezien deze variant sterk beïnvloed wordt door de wijze van belasting, is het effect van de verschillende belastingssituaties op het spanningspatroon

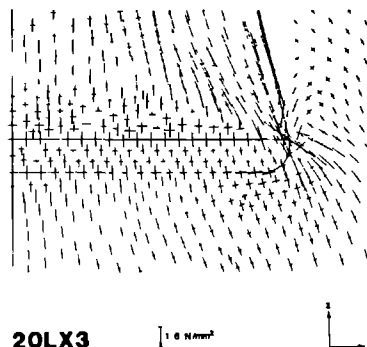
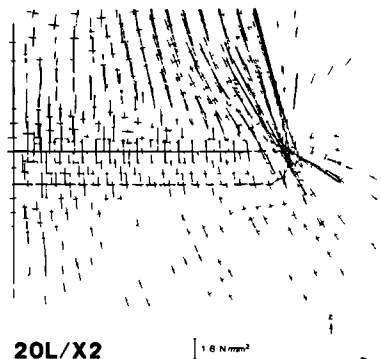
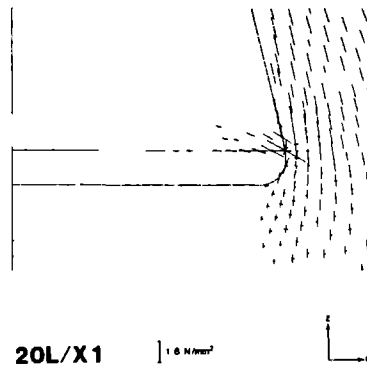
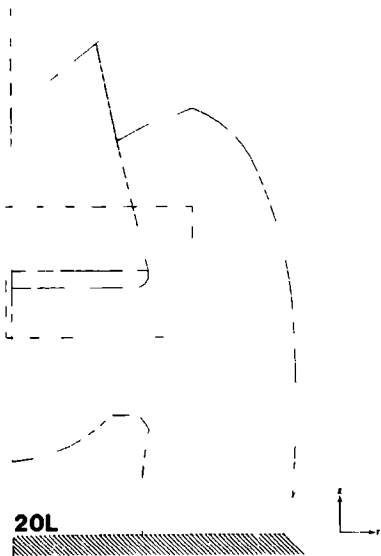
van deze modelvariant goed aantoonbaar. Uit afbeelding 7.11, 7.13 en 7.15 is reeds gebleken, dat bij belasting X1 in de 'losse' modelvariant (20L) gelijke of grotere spanningen in het dentine optreden dan bij de restauraties met 'vaste' verbinding (200) of met spelingsmogelijkheden (20S). Bij een belastingssituatie X2 zijn eveneens de grootste spanningen te zien bij modelvariant 20L (afb. 7.12, 7.14 en 7.16). Bij presentatie van de modelresultaten komen drie verschillende belastingssituaties aan bod:

- een belasting, die aangrijpt op het glazuur (X1);
- een belasting, die aangrijpt op de restauratie (X2);
- een verdeelde belasting, aangrijpend op het overgangsgebied restauratie/glazuur (X3).

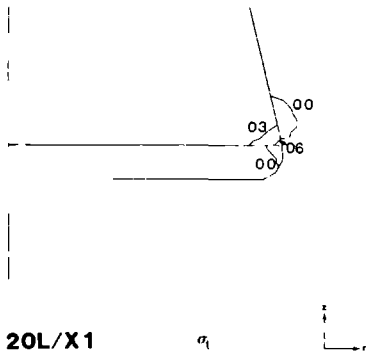
De resultante van de totale belasting is in iedere situatie gelijk aan 500 N in axiale richting.

Resultaten van de modelanalyse, in de vorm van transversale en tangentiële hoofdspanningen in en rond de interne kaviteitshoek, worden getoond in afbeelding 7.22 en 7.23. In afbeelding 7.24 worden de vergelijkspanningen in een doorsnede (RS) net boven de onderlaag weergegeven bij de drie verschillende belastingssituaties. Afbeelding 7.25 toont voor model 20L bij belasting X2 de grafische weergave van alle spanningen ter hoogte van dezelfde doorsnede (RS).

De afbeeldingen 7.22 en 7.23 laten zien, dat de transversale en tangentiële hoofdspanningen bij belastingssituatie X2 in en rond de restauratie groter zijn dan bij situatie X1 en X3. Dit blijkt eveneens uit de grafische weergave van de vergelijkspanningen (afb. 7.24): bij X2 treedt een aanzienlijk grotere vergelijkspanning op dan bij X1 en X3. De vraag, welke spanningen bij model 20L/X2 met name een bijdrage leveren aan de spannings situatie ter hoogte van doorsnede RS, kan beantwoord worden door afbeelding 7.25 te bekijken. Hieruit blijkt, dat in het dentine naast de kaviteitswand zowel  $\sigma_r$  en  $\sigma_z$  alsook  $\tau_{rz}$  een belangrijke bijdrage leveren aan de spannings situatie. Net naast de kaviteitswand zijn  $\sigma_r$  en  $\sigma_z$  beide negatief; dat wil zeggen het dentine

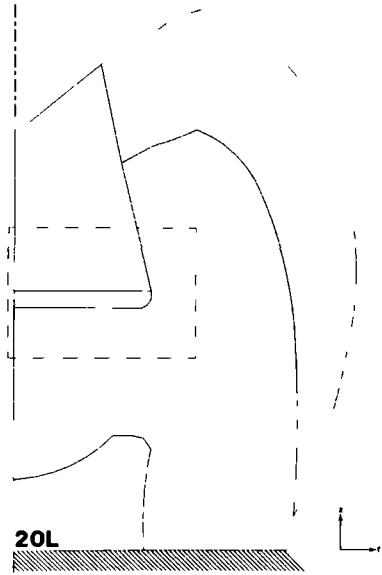
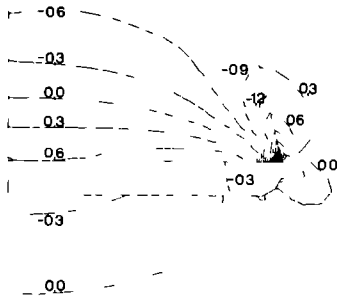


Afb. 7.22 Transversale hoofdspansingen in de omgeving van de interne kaviteitshoek in model 20L bij drie verschillende belastingssituaties: X1, X2 en X3 (de grootste hoofdspansingen in de omgeving van de opstaande wand zijn in model 20L/X2 en 20L/X3 niet weergegeven).



**20L/X1**

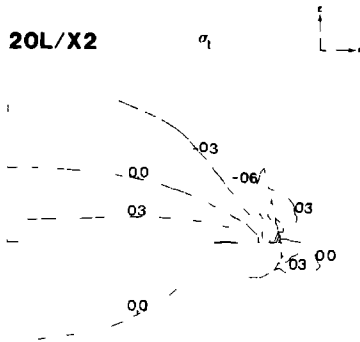
$\sigma_t$



**20L**

**20L/X2**

$\sigma_t$

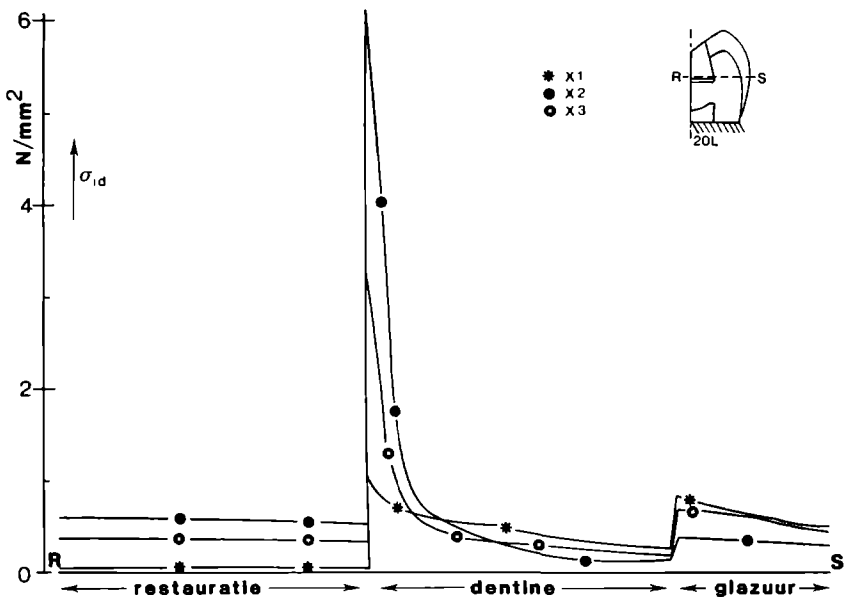


**20L/X3**

$\sigma_t$

Afb. 7.23

Tangentiële hoofdspansingen ( $N/mm^2$ ) in de omgeving van de interne kaviteitshoek in model 20L bij drie verschillende belastingsituaties (X1, X2 en X3).

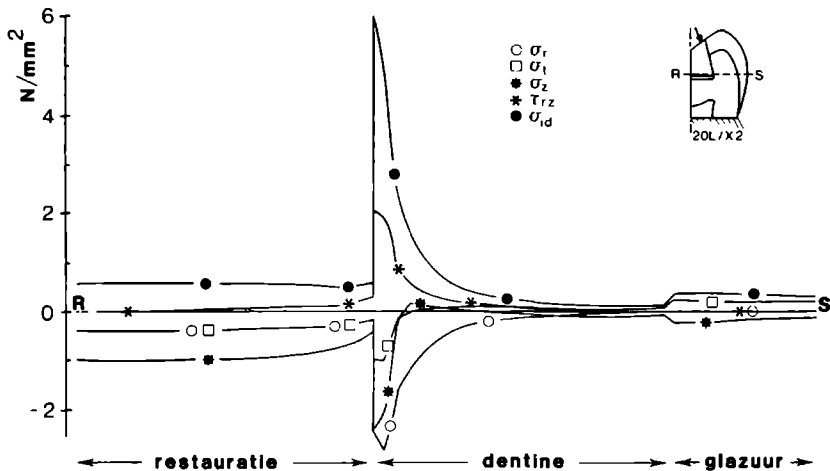


Afb. 7.24 Vergelijkspanningen ter hoogte van doorsnede RS in model 20L bij belasting X1, X2 en X3. De as RS komt overeen met de doorsnede, aangegeven in de inzet rechts boven in deze afbeelding.

daar ter plaatse ondergaat radiale en axiale druk. De axiale spanning wordt - in radiale richting - slechts even positief waarbij de waarde zeer laag blijft ( $\approx 0$ ). De 'piek' in de grafiek ter plaatse van de overgang restauratie/dentine is dus voornamelijk opgebouwd uit drukspanningen. Aangezien zowel het restauratiemateriaal (amalgam) alsook het tandweefsel (dentine) goed bestand is tegen drukspanningen (zie hoofdstuk 3), behoeft deze spanningssituatie niet direkt als ongunstig te worden beschouwd.

Bij de overgang restauratie/dentine (afb. 7.25) blijkt  $\tau_{rz}$  ongeveer even groot te zijn als  $\sigma_r$  en  $\sigma_z$ . De hoofdspansingsrichtingen  $\sigma_1$  en  $\sigma_2$  maken, overeenkomstig hiermee, een hoek van 7.38





Afb. 7.25 Spanningen ter hoogte van doorsnede RS in model 20L/X2.

ongeveer  $45^\circ$  met de axiale en radiale as. Deze vrij abrupte verandering van hoofdspanningsrichting in de restauratiehoek (afb. 7.22), die bij iedere belastingsituatie optreedt, kan worden verklaard uit het model. In het punt waar restauratie, onderlaag en dentine samenkomen, vindt een plotselinge verandering plaats in de wijze van schematisering van de koppelvoorwaarden: van 'vast' naar 'los'. Voor onderzoek naar een lokaal effect in de directe omgeving van deze hoek, zoals bijvoorbeeld de mate van afronding, is dit model niet voldoende nauwkeurig. Ten behoeve van een dergelijk onderzoek dient de schematisering daar ter plaatse aangepast te worden, door bijvoorbeeld de elementverdeling te verfijnen en/of een meer geleidelijke overgang van 'vast' naar 'los' in het model op te nemen.

Vergelijking van de gepresenteerde modelresultaten toont aan dat belasting op de restauratie, in vergelijking tot belasting op het glazuur, een grotere spanningstoestand oproept in zowel de restauratie als het omgevend dentine. Grote hoofdspansingen treden op in de omgeving van de interne kaviteitshoek.

De grote spanningen daar ter plaatse bestaan vooral uit drukspanning.

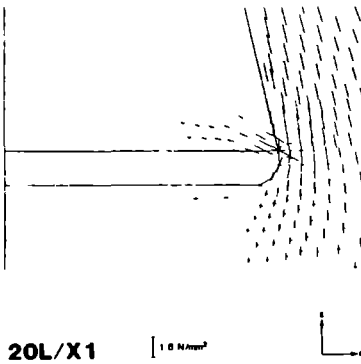
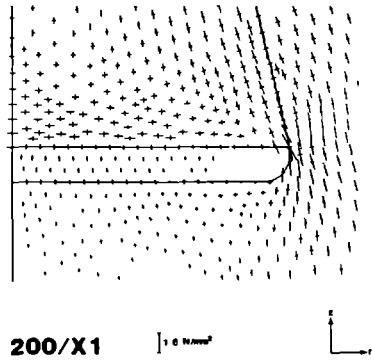
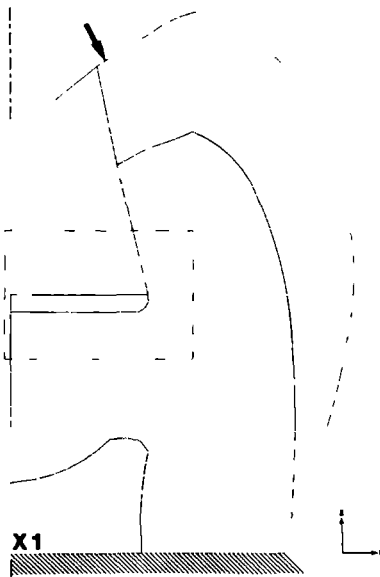
### 7.3.2 Overgangskonditie tussen restauratie en kaviteitswand

Van oudsher is in de tandheelkunde veel aandacht geschonken aan de vormgeving van de kaviteit en de verwerking van de restauratiematerialen. Omtrent de mate van hechting van amalgaam en de wijze, waarop een optimale adaptatie te bereiken is, wordt nauwelijks iets vermeld. Ook in het huidige tandheelkundige onderwijs en onderzoek wordt hier nog relatief weinig aandacht aan besteed.

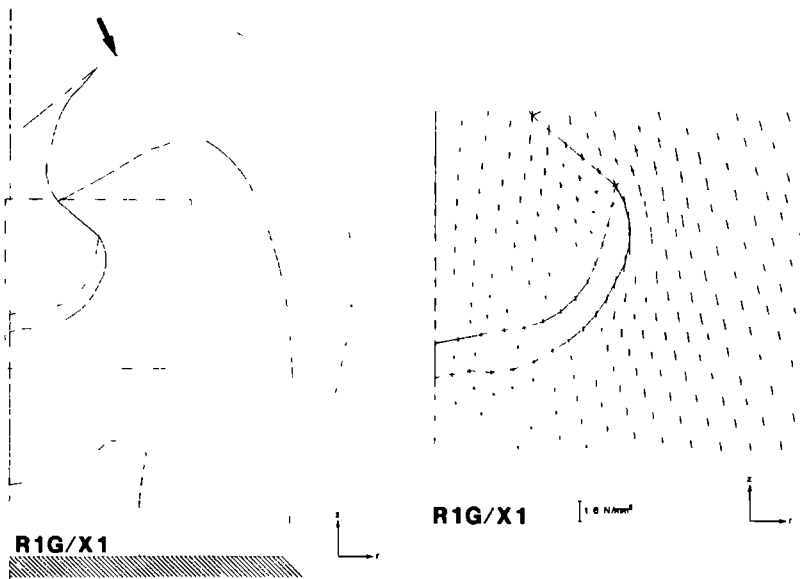
#### STELLING 4a:

Voor het verkrijgen van een - in mechanisch opzicht - zo gunstig mogelijke situatie is bij de gegeven modelvorming de faktor hechting van restauratie aan kaviteitswand van groter belang dan de faktor kaviteitsgeometrie.

Ter onderbouwing van deze stelling worden een ronde (R1G) en een rechte kaviteit met elkaar vergeleken bij een identieke belastingssituatie X1 en X2. Voor de rechte kaviteit zijn de uitersten van de variabele 'hechting' gekozen, namelijk 'vast' (200) en 'los' (20L). Ten aanzien van de ronde kaviteitsvorm (R1G) dient opgemerkt te worden, dat een 'losse' ronde modelvariant niet in dit onderzoek is opgenomen. Bij een komposietrestauratie wordt steeds uitgegaan van mechanische hechting aan het glazuur (zie hoofdstuk 4). De komposiet/dentine overgang wordt eveneens als een hechte verbinding geschematiseerd (zie stelling 2b). Ter onderbouwing van de stelling wordt uitgegaan van modelresultaten bij de belastingen X1 en X2. Belastingssituatie X3 levert als het ware een gemiddeld effect op van de belastingen X1 en X2 en presentatie van modelresultaten bij belasting X3 wordt daarom achterwege gelaten.



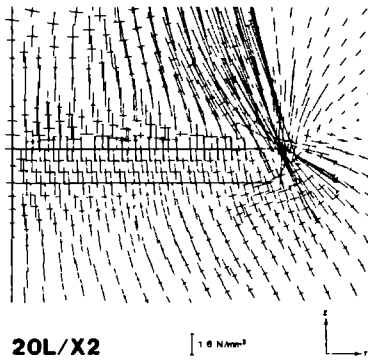
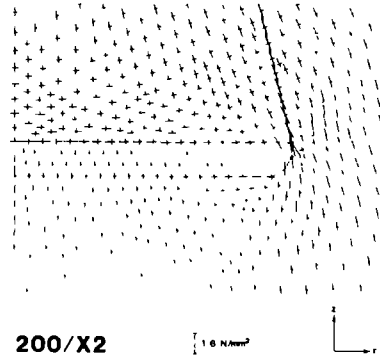
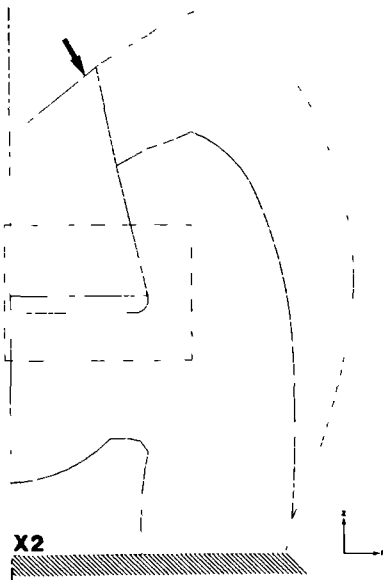
Afb. 7.26  
 Transversale hoofdspansingen  
 in de omgeving van de interne  
 kaviteitshoek in de modellen  
 200 en 20L bij belasting X1.



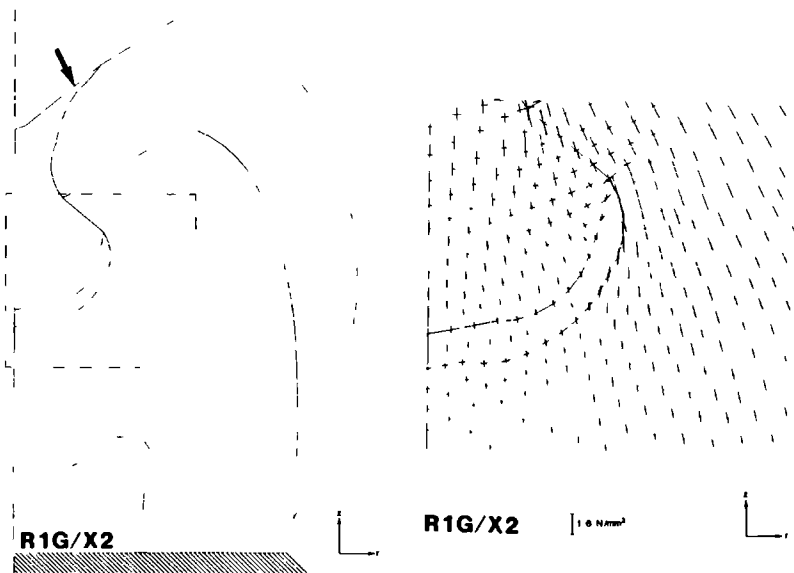
Afb. 7.27 Transversale hoofdspansingen in de omgeving van de interne kaviteitshoek in model R1G bij belasting op het glazuur (X1).

De modelresultaten van 200, 20L en R1G bij belastingssituatie X1 worden weergegeven in afbeelding 7.26 en 7.27. Hierin worden de transversale hoofdspansingen bij deze modelvarianten getoond. De transversale hoofdspansingen in de modellen 200, 20L en R1G bij belastingssituatie X2 worden weergegeven in afbeelding 7.28 en 7.29.

Een vergelijking van de spanningspatronen aan de hand van de transversale hoofdspansingen levert de volgende informatie op. Bij goede hechting blijkt, zowel bij de ronde (R1G) alsook bij de rechte kaviteit (200), de krachtdoorleiding zeer gelijkmatig



Afb. 7.28  
 Transversale hoofdspansingen  
 in de omgeving van de interne  
 kaviteitshoek in de modellen  
 200 en 20L bij belasting op de  
 restauratie (X2).



Afb. 7.29 Transversale hoofdspansingen in de omgeving van de interne kaviteitshoek in model R1G bij belasting op de restauratie (X2).

plaats te vinden. In dit opzicht is geen verschil tussen de beide belastingssituaties waar te nemen. Loslaten van de overgang van restauratie naar kaviteitswand (20L) leidt echter tot ongelijke krachtdoorleiding en vergroting van de transversale hoofdspansingen.

Uit de gepresenteerde modelresultaten blijkt, dat hechting van het restauratiemateriaal aan de kaviteitswand van grotere en meer essentiële invloed is op het spanningsverloop dan de vormgeving van de kaviteit.

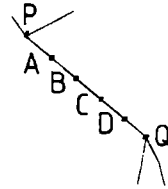
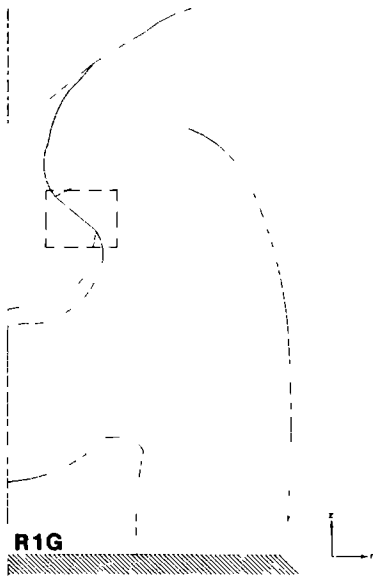
In een konstruktie, bestaande uit materialen, die deels onderling hecht verbonden zijn, deels wrijving of speling ten opzichte van elkaar vertonen, kunnen bij belasting aanzienlijke spanningsconcentraties ontstaan. Bij een adhesieve restauratie bestaat de mogelijkheid, dat juist de goede hechting van komposiet aan glazuur en het niet-hechten van komposiet aan dentine bij belasting van het gebitselement aanleiding is tot het ontstaan van hoge spanningsconcentraties in het overgangsgebied van hechtend naar niet-hechtend materiaal.

#### STELLING 4b:

Het niet-hechten van komposiet aan dentine is een mogelijke oorzaak voor het optreden van breuklijnen zowel in de komposietrestauratie als in het glazuur.

In model R1G leiden belastingssituatie X1 en X2 op de grens komposiet/dentine tot knooppuntskrachten, zoals in tabel 7.III worden weergegeven. De getabelleerde knooppunten A tot en met D zijn in afbeelding 7.30 aangegeven. Na het samenstellen van de componenten in r- en z-richting ( $F_r$  en  $F_z$ ) tot een kracht F, wordt deze ontbonden in een kracht evenwijdig aan ( $F_{//}$ ) en een kracht loodrecht op ( $F_{\perp}$ ) het grensvlak. Deze bewerking is voor de knooppunten A tot en met D uit afbeelding 7.30 uitgevoerd en de grootte van  $F_{//}$  en  $F_{\perp}$  is in tabel 7.III opgenomen. In afbeelding 7.31 is ter verduidelijking deze bewerking voor punt A grafisch weergegeven.

Uitgaande van een hechte verbinding tussen komposiet en dentine blijkt uit tabel 7.III dat, naast drukkrachten en geringe trekkrachten loodrecht op het grensvlak, aanzienlijke schuifkrachten evenwijdig aan het grensvlak kunnen ontstaan. Deze krachten kunnen in de punten P en Q tot grote spanningsconcentraties leiden. In geval van spelingsmogelijkheid tussen komposiet en dentine zullen deze



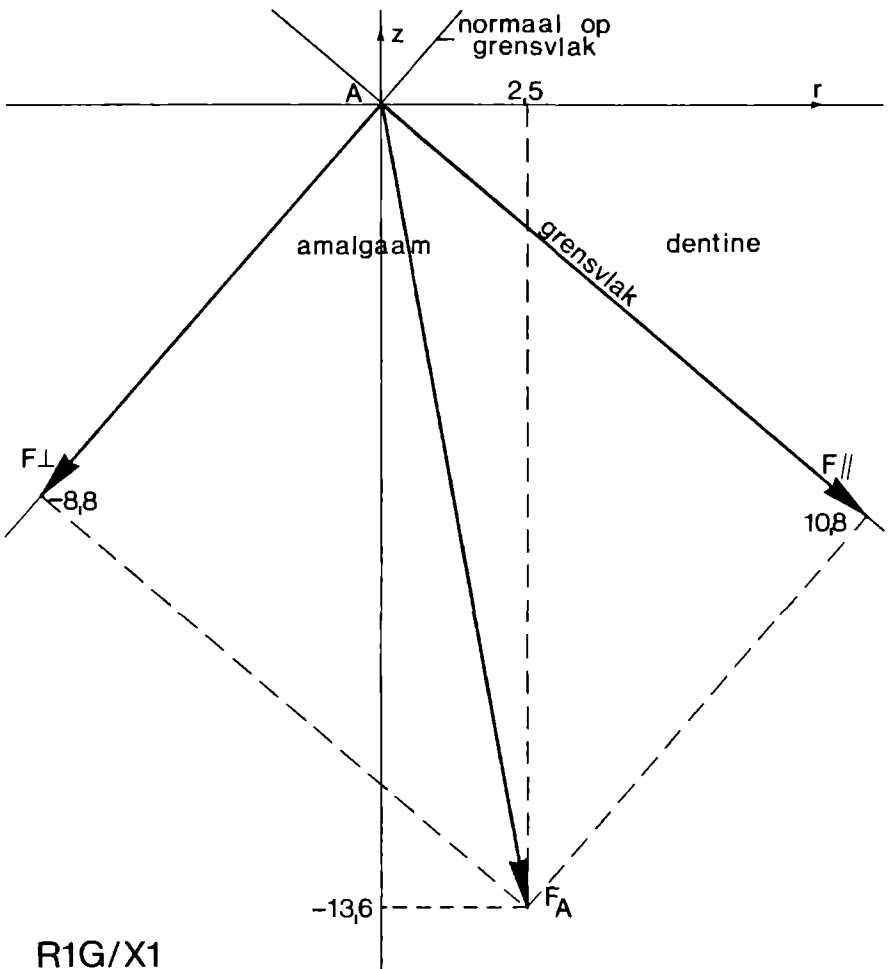
Afb. 7.30 Knooppunten ter plaatse van de komposit/dentine grens.

TABEL 7.III

belastingssituatie	X1				X2			
	r	z	⊥	//	r	z	⊥	//
KNOOPPUNT	KRACHTEN (N)							
A	2,5	-13,6	-8,8	10,8	13,8	-25,2	-5,2	13,4
B	4,5	-13,5	-7,3	12,2	17,0	-21,4	-2,8	13,4
C	6,9	-11,9	-4,6	13,0	20,2	-14,1	+0,7	12,5
D	12,1	- 7,3	+2,2	13,9	27,6	- 2,9	+7,1	11,5

Tabel 7.III Krachten in radiale en axiale richting en normaal op en evenwijdig aan het grensvlak in de knooppunten A tot en met D (zie afb. 7.30) in model R1G bij belastingssituatie X1 en X2.





Afb. 7.31 Krachten, normaal op het grensvlak ( $F_{\perp}$ ) en evenwijdig aan het grensvlak ( $F_{\parallel}$ ) voor het knooppunt A uit afbeelding 7.30 in model R1G bij belastingssituatie X1.

spanningsconcentraties nog groter zijn dan bij een hechte verbinding. In de klinische situatie bestaat tussen de  $\text{Ca(OH)}_2$ -onderlaag en komposiet of dentine geen hechte verbinding. In punt Q zal dit tot afschuiving leiden en daardoor weinig effect op de naaste omgeving ressorderen. In punt P is echter een andere situatie aanwezig: de komposiet/glazuur overgang bestaat uit een hechte verbinding. Ter plaatse van punt P kan dus geen afschuiving plaats vinden en treedt een hoge spanningsconcentratie op.

De schuifspanningen en daardoor de spanningsconcentraties, zullen groter zijn naarmate het aangrijpingspunt van belasting dichterbij het verlengde van het grensvlak ligt (bij X2 groter dan bij X1) en naarmate de richting van de kracht meer evenwijdig met het grensvlak loopt.

Een kracht in de aangegeven richting zal een grote spanningsconcentratie teweeg brengen in punt P. Deze spanningsconcentratie zou breuk kunnen initiëren zowel in het komposiet alsook in het glazuur. De kans hierop wordt nog vergroot, doordat de belastingssituaties, zoals deze in het mondmilieu voorkomen, sterk wisselen.

De overwegingen, die een rol gespeeld hebben bij het schematiseren van een hechte verbinding tussen komposiet en dentine, zijn niet van toepassing bij het beschouwen van de spanningstoestand in het grenspunt komposiet/glazuur (zie stelling 2b).

Uit het bovenstaande blijkt, dat juist het afwezig zijn van een hechte verbinding tussen komposiet en dentine aanleiding zou kunnen zijn tot een grote spanningsconcentratie in het grenspunt met het glazuur. De mogelijkheid van het ontstaan van breuklijnen door een dergelijk fenomeen wordt niet uitgesloten geacht. Nader onderzoek naar het belang van dit fenomeen is gewenst.

### 7.3.3 Kaviteitsgeometrie

Eén van de essentiële criteria waaraan een konventionele okklusale kaviteitspreparatie dient te voldoen, is geringe

ondersnijding van de opstaande wanden naar okklusaal. Dit criterium komt voort uit de opvatting, dat de restauratie onder invloed van trekkrachten niet uit de kaviteit mag loskomen. De vraag kan worden gesteld, in welke mate de richting van de opstaande wanden (konvergentie) bij okklusale belasting bepalend is voor het optreden van ongewenste spanningen in de restauratie of het gerestaureerde gebitselement.

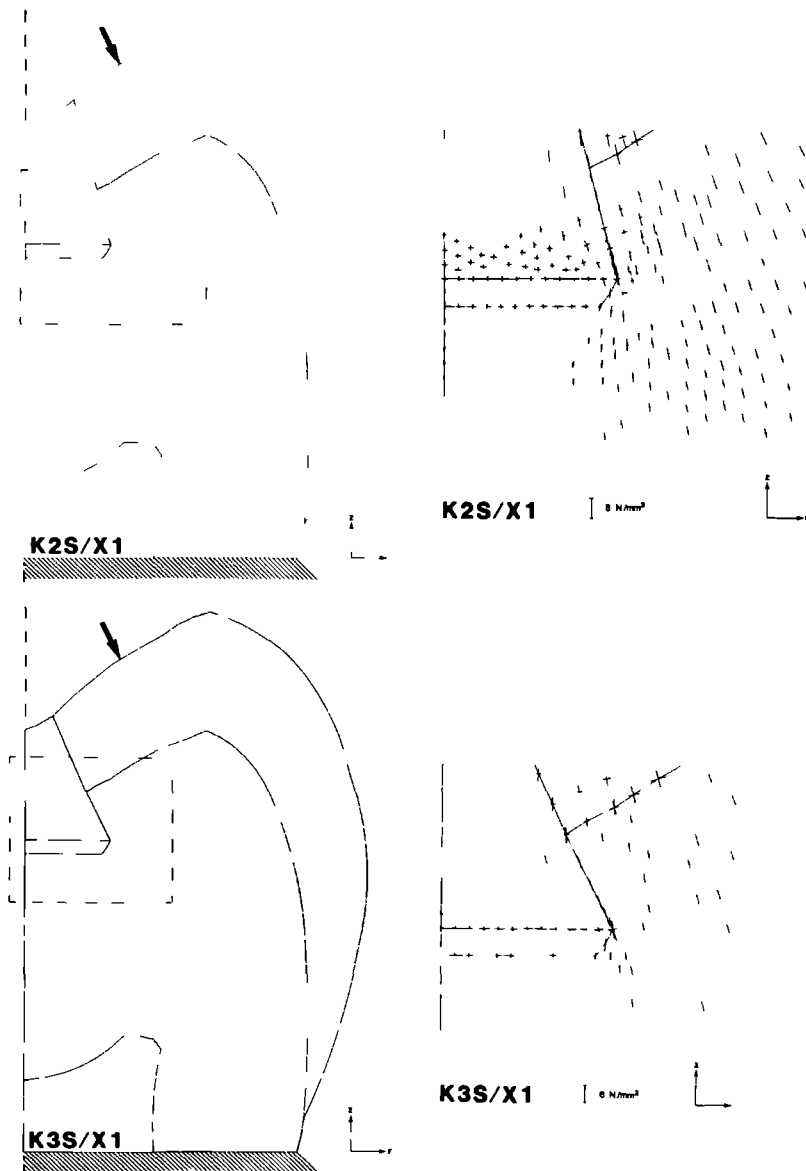
#### STELLING 5:

Mits scherpe hoeken vermeden worden, heeft bij axisymmetrische belasting van een konventionele okklusale kaviteit de mate van konvergentie van de opstaande kaviteitswand slechts een geringe invloed op het spanningsverloop in het gerestaureerde gebitselement.

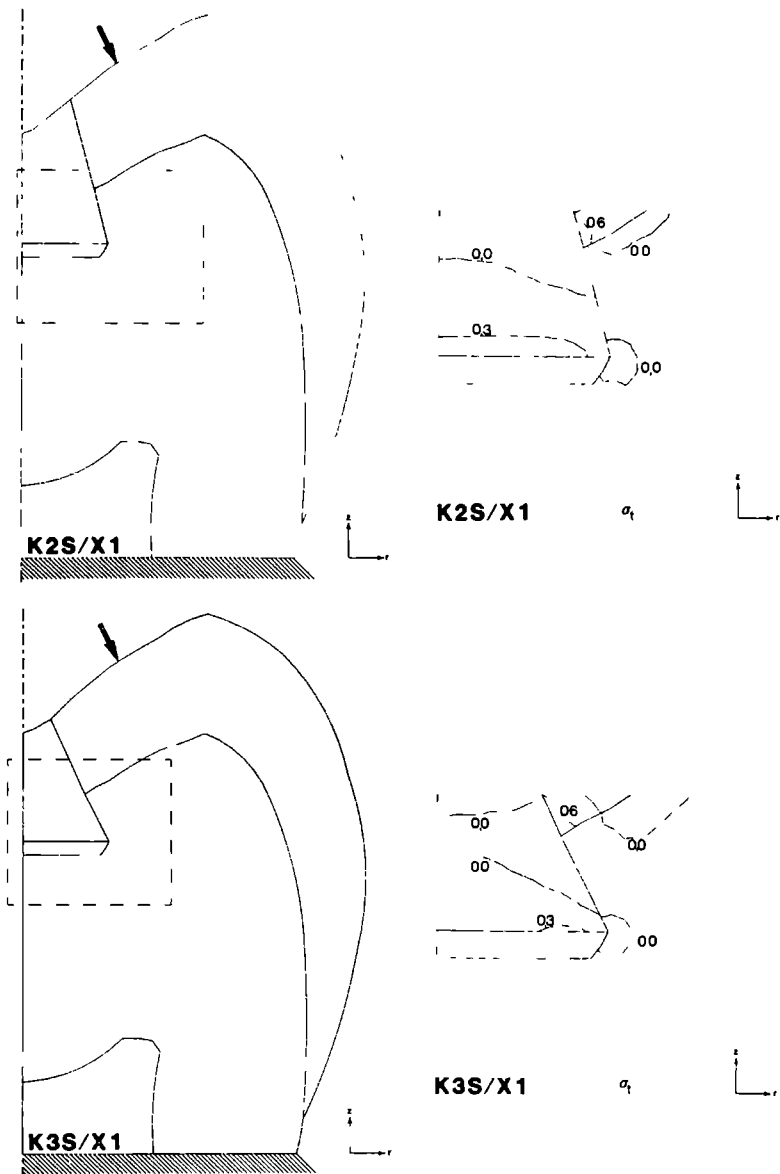
Ten bewijze van deze stelling is een model met een kleine, rechte kaviteitsvorm gekozen met een verschil in konvergentie van opstaande wand ten opzichte van de symmetrie-as van  $12^{\circ}$  en  $25^{\circ}$  (respektievelijk: K2S en K3S). De belasting grijpt aan op het glazuur (X1). De overgang van restauratie naar tandweefsel is spelingsmogelijkheid toegekend, aangezien dit de meest optimale weergave vormt van de klinische situatie.

Transversale en tangentiële hoofdspanningen in de modelvarianten K2S en K3S bij belastingssituatie X1 worden achtereenvolgens weergegeven in afbeelding 7.32 en 7.33. Tevens worden hiervan in afbeelding 7.34 plotfiguren met lijnen van gelijk niveau van ideële spanning gepresenteerd. De afbeeldingen 7.35 en 7.36 tonen grafische weergaven van de spanningen in de modelvarianten, ter hoogte van de aangegeven doorsnede.

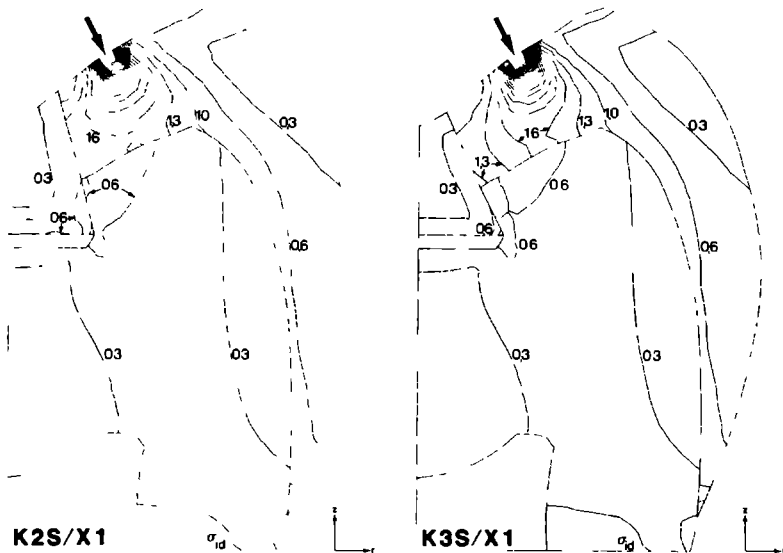
In afbeelding 7.32 is in het dentine nauwelijks tot geen verschil in hoofdspanningsgrootte en -richting waar te nemen tussen beide kaviteitsontwerpen. In het onderste gedeelte van de restauratie vertonen de transversale hoofdspanningen in beide



Afb. 7.32 Transversale hoofdspansingen in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen K2S en K3S bij belastingssituatie X1.

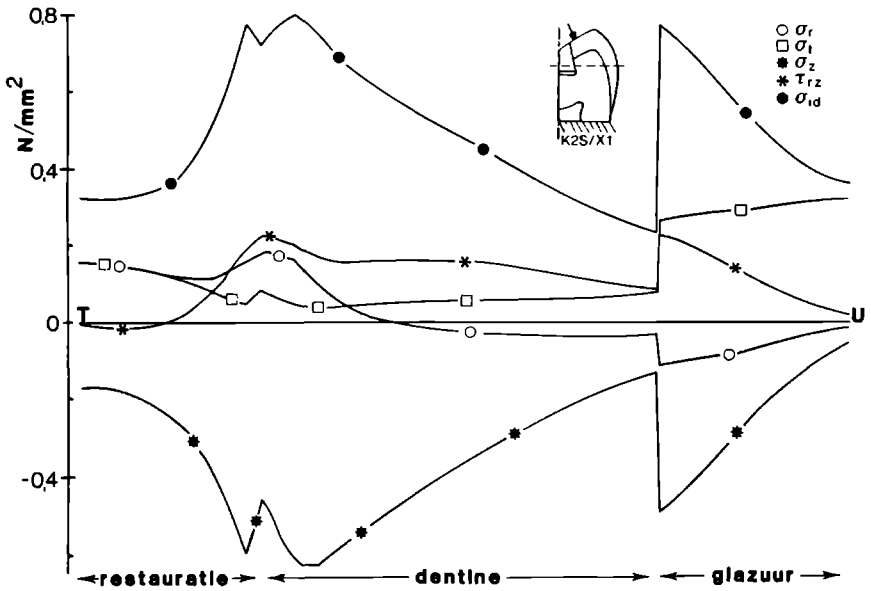


Afb. 7.33 Tangentiële hoofdspansingen ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ) in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen K2S en K3S bij belastingssituatie X1.

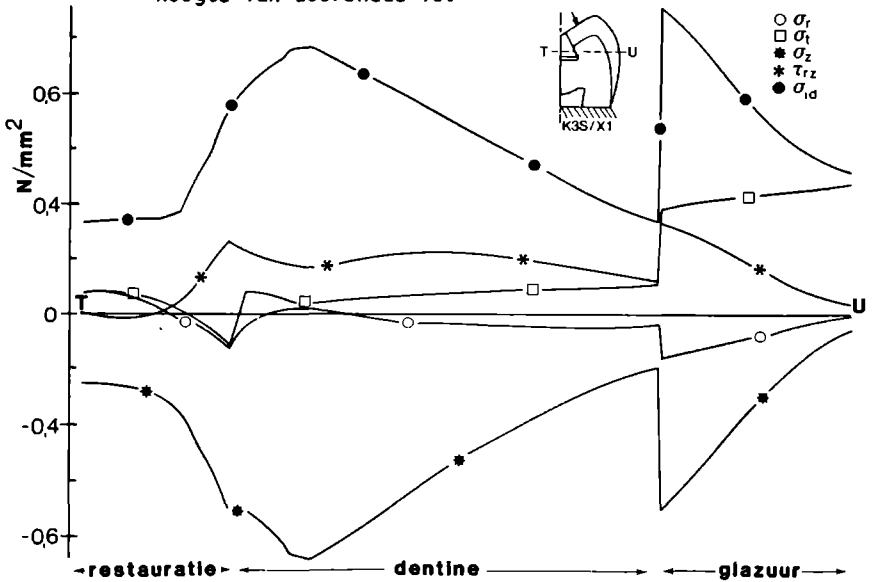


Afb. 7.34 Vergelijkspanningen ( $\text{N/mm}^2$ ) in de modellen K2S en K3S bij belastingsituatie X1 (de grootste vergelijkspanningen zijn niet weergegeven).

modellen eveneens een gelijke richting, maar is hun grootte enigszins verschillend. In model K2S is de radiaal gerichte transversale hoofdspanning iets groter dan bij model K3S. Het verschil is echter zeer gering en daarom te verwaarlozen. In de afbeeldingen 7.33 en 7.34 laten de modellen K2S en K3S eveneens een opmerkelijke gelijkenis zien. De grafische weergaven van de spanningen ter hoogte van doorsnede TU vertonen beide een gelijksoortig beeld: een grote negatieve axiale spanning ( $\sigma_z$ ) en een kleine schuifspanning ( $\tau_{rz}$ ). De radiale en tangentiële spanningen vertonen een gering verschil: bij K3S (afb. 7.36) leidt de belasting tot kleine negatieve spanningen rond de overgang amalgaam/dentine. De overgang amalgaam/dentine wordt bij K2S



Afb. 7.35 Spanningen in model K2S bij belastingsituatie X1 ter hoogte van doorsnede TU.



Afb. 7.36 Spanningen in model K3S bij belastingsituatie X1 ter hoogte van doorsnede TU.

(afb. 7.35) door kleine positieve spanningen belast. Deze spanningen zijn overigens zeer gering (minder dan  $0,2 \text{ N/mm}^2$ ) en daardoor te verwaarlozen.

Uit het voorgaande blijkt dat de totale spanningstoestand tussen de modellen K2S en K3S nauwelijks verschil vertoont. De geponeerde stelling kan daarom als bewezen worden beschouwd.

#### 7.3.4 Onderlaag

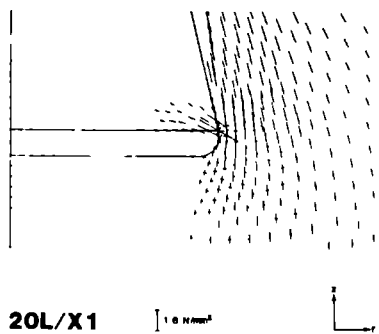
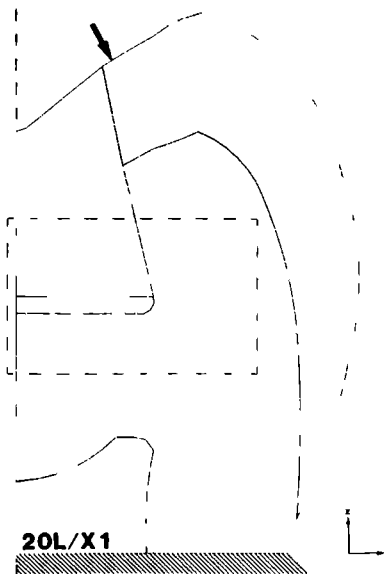
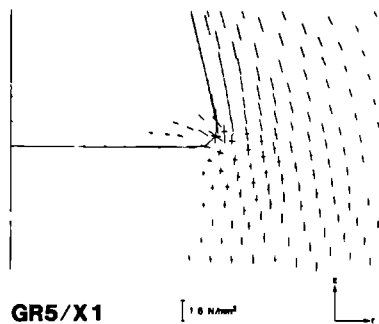
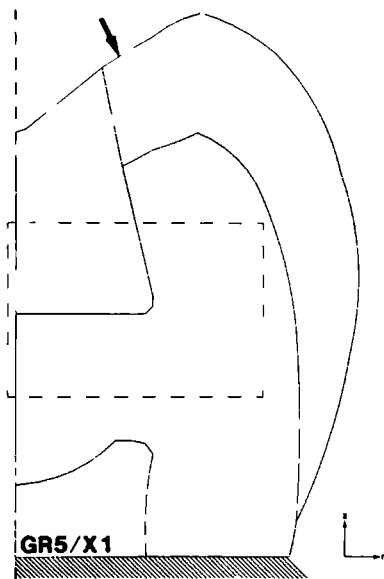
Tandartsen zijn soms de mening toegedaan, dat het aanbrengen van een mechanisch 'zwakke' onderlaag - zoals een  $\text{Ca(OH)}_2$ -preparaat - het gerestaureerde gebitselement verzwakt. In deze deelparagraaf wordt de invloed van een  $\text{Ca(OH)}_2$ -onderlaag op het spanningsverloop in de tandweefsels nagegaan. Hierbij dient in aanmerking te worden genomen, dat wordt uitgegaan van een bestaande onderlaag, die bepaalde mechanische eigenschappen bezit. Het proces van aanbrengen en uitharden van de onderlaag, waarbij fenomenen als warmte, uitzetting/krimp en dergelijke een rol spelen, is niet in de overwegingen betrokken.

##### STELLING 6:

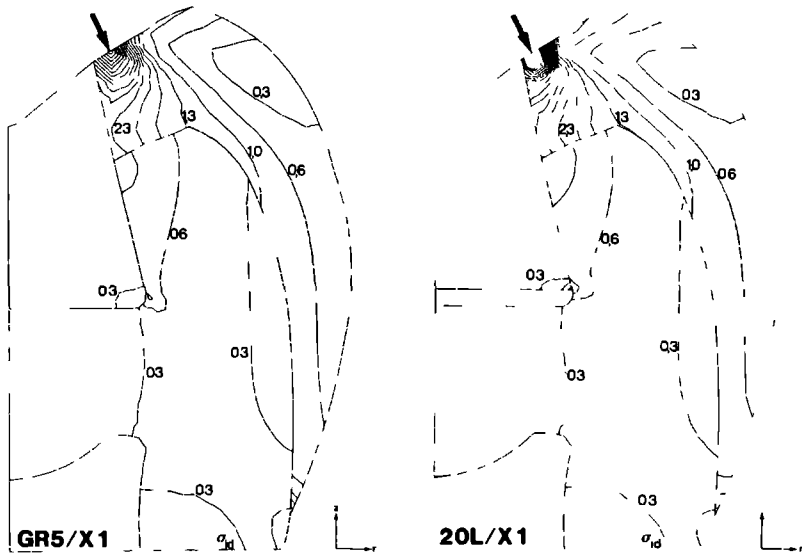
In het gegeven model en bij de gegeven belastings-situaties beïnvloedt het wel of niet aanwezig zijn van een  $\text{Ca(OH)}_2$ -onderlaag onder een okklusale amalgaamrestauratie het krachtenpatroon in de tandweefsels niet of nauwelijks.

Ter onderbouwing van deze stelling worden modelresultaten getoond van de 'losse' restauratie bij belasting X1, omdat hierbij zoals reeds eerder is betoogd, de grootste spanningen optreden in de tandweefsels. Resultaten van een modelvariant met (20L) en zonder onderlaag (GR5) worden gepresenteerd (afb. 7.37 t/m 7.41), terwijl aansluitend tevens nog enige resultaten van een modelvariant 20D worden getoond (afb. 7.42 en 7.43). Deze bezit een onderlaag, die tweemaal zo dik is als de onderlaag in model 20L.

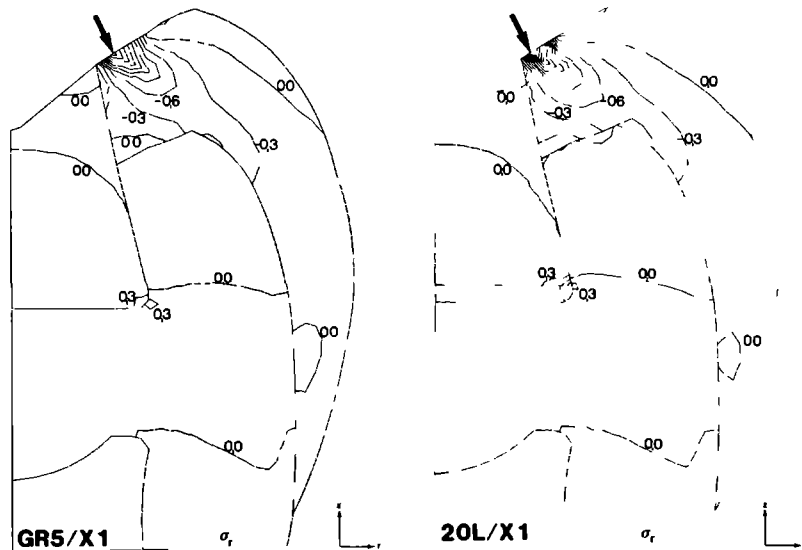




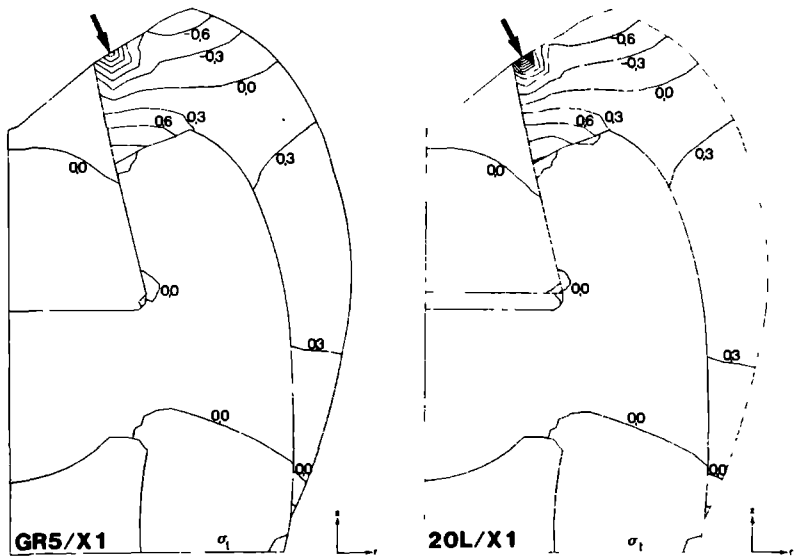
Afb. 7.37 Transversale hoofdspansingen in en rond de interne kaviteitshoek in de modellen GR5 en 20L bij belasting X1.



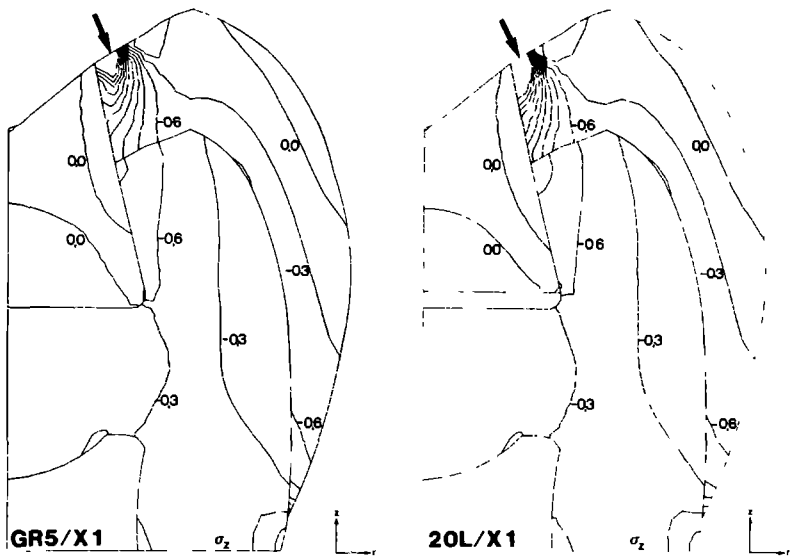
Afb. 7.38 Vergelijkspanningen ( $N/mm^2$ ) in de modellen GR5/X1 en 20L/X1.



Afb. 7.39 Radiale spanningen ( $N/mm^2$ ) in de modellen GR5/X1 en 20L/X1.



Afb. 7.40 Tangentiële hoofdspansingen ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ) in de modellen GR5/X1 en 20L/X1.



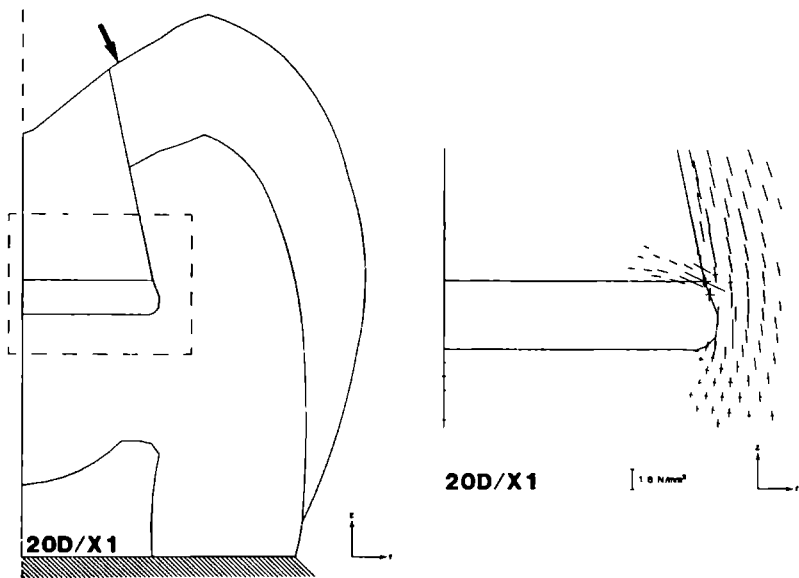
Afb. 7.41 Axiale spanningen ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ) in de modellen GR5/X1 en 20L/X1.

Modelvariant 20D bezit eveneens een 'losse' overgang restauratie/tandmateriaal.

Transversale hoofdspansingen van de modellen GR5 en 20L bij belasting X1 worden weergegeven in afbeelding 7.37. In de afbeeldingen 7.38 tot en met 7.41 worden achtereenvolgens plotfiguren met vergelijkspanningen en radiale spanningen, tangentiële hoofdspansingen en axiale spanningen van deze modellen getoond. Terwille van een duidelijke weergave worden in sommige plotfiguren de grootste spanningen in en rond het aangrijpingspunt van belasting niet afgebeeld.

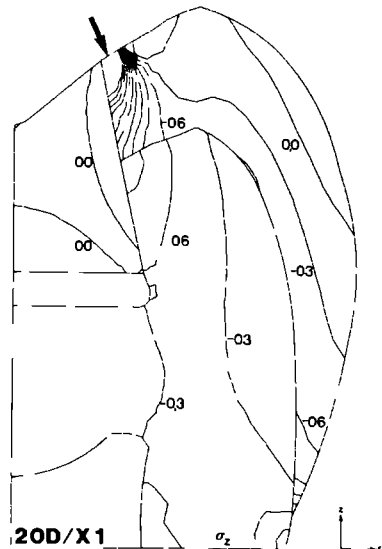
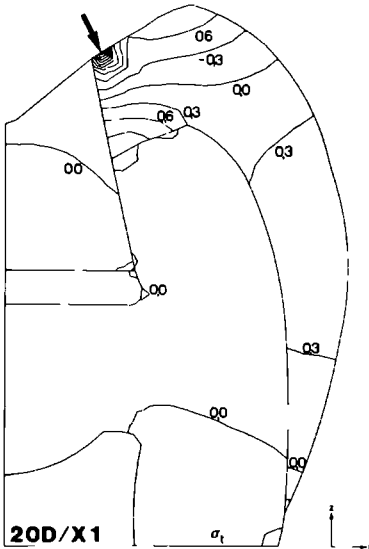
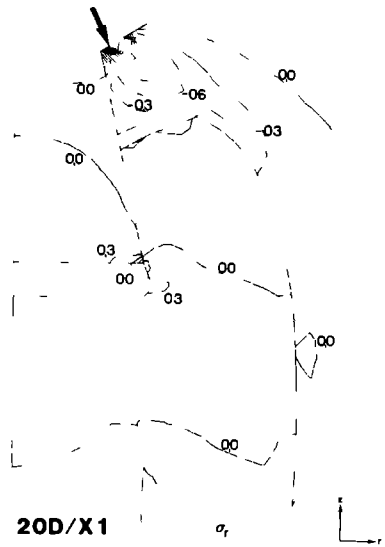
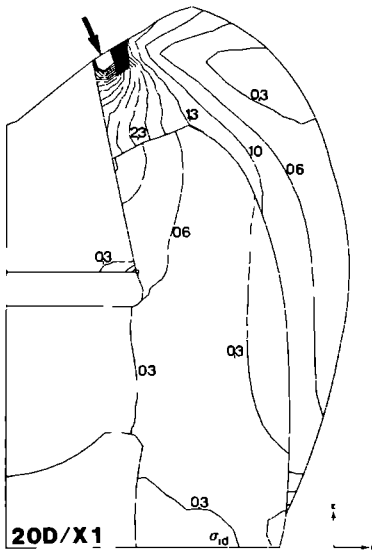
Er zijn slechts minimale verschillen te ontdekken in hoofdspansingsrichting en -grootte tussen de beide modellen in de omgeving van de interne hoek van de amalgaamrestauratie. Het kleine verschil in hoofdspansingsgrootte en -richting kan verklaard worden door het feit, dat het amalgaam ter plaatse van de interne kaviteitshoek in model 20L een aanzienlijk scherpere hoek bezit dan in model GR5. Het verschil in 'dichtheid' van de aangegeven hoofdspansingen in afbeelding 7.37 wordt veroorzaakt door de wijze van elementverdeling (zie 7.1.2). De plotfiguren met lijnen, die punten van gelijk spanningsnivo met elkaar verbinden, zoals in afbeelding 7.38 tot en met 7.41, vertonen bijna identieke beelden voor model GR5 en 20L.

Uit het bovenstaande blijkt, dat bij de gegeven belastingsituatie aan- of afwezigheid van een onderlaag in het model geen invloed heeft op het verloop van het krachtenpatroon in de tandweefsels. Hierdoor is tevens voorspelbaar geworden, dat binnen zekere grenzen de dikte van de onderlaag evenmin van wezenlijke invloed is op het spanningsverloop in de tandweefsels. Processen, die een rol spelen bij het aanbrengen en uitharden van de onderlaag, kunnen reden zijn om af te zien van een dikke onderlaag van calciumhydroxide. Eenmaal aanwezig, heeft in het model de dikte van de onderlaag bij belasting op het glazuur echter geen wezenlijke invloed op het spanningsverloop in de tandweefsels. Ter illustratie van deze bewering zijn tevens enkele plotfiguren van een model met dikke onderlaag opgenomen (zie afb. 7.42 en 7.43).



Afb. 7.42 Transversale hoofdspansingen in en rond de interne kaviteitshoek in model 20D bij belastingssituatie X1.

Belasting op de restauratie zal in een model zonder onderlaag aanleiding zijn tot iets grotere spanningen in het dentine onder de restauratie. Bij aanwezigheid van een onderlaag worden de, voornamelijk uit druk bestaande, krachten van de restauratie via de zachte, indrukbare onderlaag, minder sterk doorgeleid naar het dentine. De weefsels van de opstaande wand zullen, wat spanningssituatie betreft, met of zonder onderlaag nauwelijks verschillen te zien geven. Bij een dergelijke belasting wordt de onderlaag, naarmate deze dikker is, meer vervormd en treedt derhalve eerder breuk op. De indrukbaarheid van de onderlaag heeft tot gevolg, dat de spleetvorming op de overgang restauratie/dentine (opstaande wand) toeneemt.



Afb. 7.43 Spanningspatronen in model 20D bij belastings situatie X1 ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ).

Uit het voorgaande blijkt dat in het gegeven model en de gegeven belastingssituatie een onderlaag van calciumhydroxide onder een amalgaamrestauratie het spanningspatroon in de tandweefsels niet of nauwelijks beïnvloedt.

## 7.4 REFERENTIES

MJOR, I.A. & FEJERSKOV, O.: Histology of the human tooth. 2nd ed. Munksgaard, Copenhagen (1979)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gaaf gebitselement (GAAF). Intern rapport CE 80-07, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 a)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (GR5); konventionele preparatie (groot, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van een amalgaamrestauratie zonder onderlaag, waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel als een 'losse' verbinding is geschematiseerd. Intern Rapport CE 80-08, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 b)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (200); konventionele preparatie (groot, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van een dunne onderlaag en restauratie met amalgaam, waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel als een hechte verbinding wordt beschouwd. Intern Rapport CE 80-09, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 c)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (20S); konventionele preparatie (groot, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van een dunne onderlaag en restauratie met amalgaam, waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel spelingsmogelijkheid is toegekend. Intern Rapport CE 80-10, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 d)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (20L); konventionele preparatie (groot, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van een dunne onderlaag en restauratie met amalgaam, waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel als een 'losse' verbinding is geschematiseerd. Intern Rapport CE 80-11, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 e)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (20D); konventionele preparatie (groot, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van een dikke onderlaag en restauratie met amalgaam, waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel als een 'losse' verbinding is geschematiseerd. Intern Rapport CE 80-12, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 f)



PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (K2S); konventionele preparatie (klein, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van een onderlaag en restauratie met amalgaam, waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel spelingsmogelijkheid is toegekend. Intern Rapport CE 80-13, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 g)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (K3S); konventionele preparatie (klein, konvergentie van  $12^{\circ}$ ), voorzien van onderlaag en restauratie met amalgaam waarbij de overgang amalgaam/tandweefsel spelingsmogelijkheid is toegekend. Intern Rapport CE 80-14, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 h)

PETERS, M.C.R.B. & POORT, H.W.: Axisymmetrische modelanalyse van een gerestaureerd gebitselement (R1G); adhesieve preparatie, voorzien van onderlaag en restauratie met komposiet, waarbij de overgang komposiet/tandweefsel als een hechte verbinding wordt beschouwd. Intern Rapport CE 80-15, Instituut Conserverende Tandheelkunde, Katholieke Universiteit, Nijmegen (1980 i)



8.1 slotopmerkingen

8.2 aanbevelingen voor verder onderzoek

## 8 SLOTOPMERKINGEN EN AANBEVELINGEN

In de voorgaande hoofdstukken is reeds in detail commentaar geleverd op de modelvorming en de analyseresultaten op basis van het in deze dissertatie beschreven model. In dit hoofdstuk wordt volstaan met enkele slotopmerkingen en aanbevelingen. Paragraaf 8.1 geeft een beknopte weergave van enkele opmerkingen als resultaat van het onderhavige onderzoek. Het hoofdstuk wordt vervolgens besloten met een paragraaf (8.2), waarin aanbevelingen voor verder onderzoek worden gedaan.

### 8.1 SLOTOPMERKINGEN

In dit proefschrift is de nadruk gelegd op de wijze van onderzoek en de totstandkoming van het model. Er is bewust veel aandacht besteed aan de methodologische aspecten. Bij het ontwerpen van een eindigelementenmodel en de interpretatie van de resultaten zijn enkele kanttekeningen te plaatsen. De EEM laat een zeer nauwkeurige analyse toe bij gegeven geometrie, materiaaleigenschappen en belasting. Elke willekeurige geometrie kan tot op ieder gewenst nivo van fijnheid worden nagebootst. Het blijkt mogelijk om ook de meest grillige materiaaleigenschappen en iedere denkbare belastingssituatie in het model op te nemen.

Het grote scala aan mogelijkheden, dat modelvorming met behulp van de EEM biedt, geeft aanleiding tot problemen van een nieuwe orde; namelijk op welke wijze dit alles gekarakteriseerd dient te worden. Er ontbreken nog veel gegevens, vandaar dat gekozen is voor een relatief eenvoudig model, dat gericht is op inzichtvergroting.

Analyse van een relatief eenvoudig model blijkt reeds bijzonder waardevol te zijn. Juist door deze betrekkelijke eenvoud is het mogelijk enige fenomenen apart te beschouwen, zonder dat eventueel versluitende neveneffecten een rol spelen. Het heeft

### 8.2

in het kader van dit onderzoek geleid tot de volgende resultaten:

1. vergroting van inzicht is verkregen met betrekking tot de modelvorming, gericht op mechanische aspecten;
2. vergroting van inzicht is ontstaan in het mechanische gedrag van het systeem van kaviteitspreparatie en -restauratie;
3. waardevolle informatie en concrete aanwijzingen zijn verkregen over het belang en de invloed van de diverse parameters, zoals in dit onderzoek bijvoorbeeld de lokalisatie van okklusale contacten en de mate van adaptatie van restauratiemateriaal aan tandweefsel;
4. het ontwikkelde model en de opgedane know-how vormen een belangrijke stap voorwaarts voor verder onderzoek en nieuwe ontwikkelingen.

Tot voor kort was foto-elastisch onderzoek de methode om kaviteitspreparatie en -restauratie te bestuderen. Indien echter tevens een onderzoeksgereedschap als de EEM ter beschikking staat, verdient het de voorkeur om veeleer gebruik te maken van deze geavanceerde, op een komputer gebaseerde techniek.

In de loop van het onderzoek is echter in sterke mate naar voren gekomen, dat ieder onderzoek met betrekking tot het mechanisch gedrag van humane gebitselementen aan beperkingen onderhevig is. Er bestaan belangrijke leemten in kennis; in zoverre, dat velerlei gegevens, die nodig zijn voor modelvorming ten behoeve van EEM-analyse, nog niet bekend zijn. Het gebruik van de EEM ter bestudering van kaviteitsontwerpen stelt vragen aan bijvoorbeeld de materiaalkunde, waarop nog geen antwoord is gegeven. Het gebruik van foto-elastische methoden, verdoezelt deze vragen, omdat in een dergelijk onderzoek het materiaalgedrag slechts zeer onbeholpen kan worden nagebootst (homogeen, isotroop, foutieve  $\nu$ , etc.). Een eerste enthousiasme, dat wordt opgeroepen door de geweldige mogelijkheden ten aanzien van analyse van preparatie- en restauratiemethoden van gebitselementen met behulp van de EEM, leidt dan ook

al snel tot het bewust worden van de beperkingen van de data. Een groot aantal gegevens ontbreekt namelijk nog. In willekeurige volgorde kunnen genoemd worden, dat:

- over de wijze van belasting van gebitselementen slechts beperkte informatie voorhanden is;
- de huidige kennis omtrent de benodigde materiaaleigenschappen zeer onvolledig is: de gerapporteerde metingen van de materiaaleigenschappen leveren slechts beperkte informatie op over de materialen en zijn in een aantal gevallen zeer diskutabel;
- er geen criteria blijken te bestaan, waaraan de berekende spanningen getoetst kunnen worden: het ontbreekt aan bezwijkcriteria (beoordelingscriteria) voor de optredende materialen en tandweefsels;
- over de adaptatie van restauratiematerialen aan de kaviteitswand bijzonder weinig bekend is.

Met behulp van de EEM kan echter wel worden nagegaan, welke van deze gegevens het meest van belang zijn. Uit het onderhavige onderzoek kan worden gekonkludeerd, dat in elk geval de faktor adaptatie van groot belang is. Het ontbreken van dergelijke gegevens heeft tot een aantal beperkingen geleid in de modelvorming.

Dit onderzoek betreft een model met een eenvoudige okklusale restauratie. Meervlaks restauraties werden vooralsnog buiten beschouwing gelaten; hetgeen niet wil zeggen, dat sommige van de modelresultaten niet toepasbaar zouden zijn op meervlaks restauraties of gedeelten hiervan. Bovendien wordt uitgegaan van een sterk vereenvoudigde schematisering van de realiteit. In plaats van een echt drie-dimensionaal model is gekozen voor een axisymmetrisch model. Deze vereenvoudigingen zijn doorgevoerd, omdat het niet zinvol lijkt op een dergelijk onontgonnen wetenschaps-terrein, waar nog zovele onzekerheden bestaan, te starten met een verfijnde modelvorming. Ook bij een axisymmetrische modelvorming dient nog een aantal variabelen geschat te worden, omdat betrouwbare en/of gedetailleerde gegevens ontbreken.

## 8.2 AANBEVELINGEN VOOR VERDER ONDERZOEK

Uit het voorafgaande blijkt, dat het aanbeveling verdient het hier beschreven model op een aantal punten verder uit te werken. Hierbij kan onderscheid gemaakt worden tussen de diverse aandachtsvelden:

- a) uitbreiding en verfijning van het model;
- b) verbetering van invoergegevens: het meer in overeenstemming brengen hiervan met de realiteit;
- c) optimalisering van interpretatie.

### Uitbreiding en verfijning van het model

Bij gebruik van de EEM bij verder onderzoek kunnen aanvullende parameters aan het bestaande model worden toegevoegd. Men kan bijvoorbeeld in rekening brengen: tijdseffekten, niet-lineair materiaalgedrag, initiële spanningen, enzovoorts.

De informatie, die voor de analyses nodig is, betreft:

- a) geometrie:
  - de geometrische definitie van het model kan uitgebreid worden tot een drie-dimensionale schematisering. Het verlaten van de axisymmetrische vereenvoudiging dient in de toekomst zeker te worden overwogen.
  - door vergroting van het aantal elementen kan een lokale verfijning worden aangebracht in interessante gebieden.
- b) materiaaleigenschappen:
  - het in dit onderzoek gebruikte model gaat uit van een bepaald materiaalgedrag, namelijk lineair-elastisch, isotroop en homogeen. Dit kan uitgebreid worden en een meer realistische karakterisering van het gedrag van sommige materialen kan plaats vinden door bijvoorbeeld niet-lineair materiaalgedrag in het model op te nemen.
- c) belastingssituatie:
  - de definiëring van het krachtenpatroon aan de belaste knooppunten

kan meer in overeenstemming worden gebracht met de realiteit. Bij voortzetting van dit onderzoek zal in eerste instantie in plaats van een axisymmetrische belasting gezocht worden naar het aanbrengen van een puntvormige belasting op het bestaande model.

- bij het hier beschreven onderzoek worden aan de materialen in het model bepaalde eigenschappen toegekend. Hierbij wordt geen rekening gehouden met vormveranderingen, die tijdens het verwerkingsproces van deze materialen optreden. Uitzetting en/of krimp tijdens het uitharden kunnen aanleiding zijn tot aanzienlijke spanningen in het vulmateriaal en in de tandweefsels. Aangezien de mogelijkheden aanwezig zijn om dergelijke initiële spanningen in het model in te bouwen, verdient het bij verder onderzoek aanbeveling deze voorspanningen bij de modelvorming te betrekken.

d) grensvlakken:

- de in dit onderzoek gekozen schematiseringen van de koppelvoorwaarden tussen de deelgebieden van de structuur, zijn te beschouwen als een eerste grove poging om de werkelijkheid te beschrijven. Verdere verfijning hiervan is zeker noodzakelijk, mede gezien het belang van deze modelparameter.

Behalve voor onderzoek naar mechanisch gedrag is de EEM tevens bij uitstek geschikt om ook andere fysische processen, als bijvoorbeeld warmtegeleiding, te analyseren.

#### Verbetering van invoergegevens

De onzekerheden die bestaan ten aanzien van de invoergegevens van het model, zoals bijvoorbeeld belastingssituatie en hechting van restauratiemateriaal, zullen door in vivo en in vitro onderzoek (ten dele) kunnen worden opgelost.

In vivo onderzoek naar de wijze waarop onder fysiologische omstandigheden belasting van gebitselementen plaats vindt, kan meer gedetailleerde gegevens opleveren ten aanzien van richting en aangrijpingspunt van de kauwbelasting. Tevens dient aandacht besteed te worden aan onderzoek naar adaptatie van restauratiematerialen



onder klinische omstandigheden.

In vitro onderzoek op het terrein van de materiaalkunde dient te worden gestimuleerd. Specifiek gericht materiaalkundig onderzoek kan informatie opleveren ten aanzien van mechanische eigenschappen, bezwijkcriteria en hechting van restauratiematerialen en tandweefsels. Ten aanzien van adaptatie van restauratiematerialen verdient het aanbeveling op een zodanige wijze onderzoek te verrichten, dat gegevens beschikbaar komen waarmee het mogelijk is de mate van adaptatie in termen van hechting, speling of wrijving te omschrijven. Dit kan leiden tot verfijning van de modelvorming.

Bij amalgaam bestaat vrijwel altijd een zekere mate van speling tussen restauratiemateriaal en kaviteitswand. Door toepassing van de juiste klinische verwerkingsprocedures wordt spleetvorming tussen amalgaam en kaviteitswand tegengegaan en een optimale aansluiting bereikt. Een zekere mate van spelingsmogelijkheid blijft echter bestaan. Kwalitatieve of kwantitatieve beschrijving van de overgang amalgaam/tandweefsel in termen van speling zijn niet bekend. Het verdient aanbeveling om deze leemte in kennis over een zo essentiële faktor in te vullen door specifiek onderzoek in gang te zetten naar de aansluiting van tandheelkundige restauratiematerialen. Om in de klinische situatie een zo optimaal mogelijke aansluiting of hechting van restauratiematerialen te bewerkstelligen, dienen tandheelkundige opleiding en praktijk te worden doordrongen van het belang hiervan voor het mechanisch gedrag en in ruimere zin voor het behoud van gerestaureerde gebitselementen.

#### Optimalisering van interpretatie

Teneinde interpretatie van de gegevens, die verkregen worden uit de spanningsanalyse eenvoudiger te laten verlopen, dient materiaalkundig onderzoek verricht te worden naar de mechanische eigenschappen en de bezwijkcriteria van de diverse weefsels en

materialen. Dergelijke informatie biedt de mogelijkheid om de berekende spanningen rechtstreeks aan de specifieke bezwijkcriteria te toetsen en er konklusies aan te verbinden.

Het verdient aanbeveling om het inzicht in het systeem van kaviteitspreparatie en -restauratie, dat door een onderzoek als het onderhavige wordt verkregen, effect te laten ressorteren in het onderwijs. Met name dient er een verschuiving van aandachtsveld op te treden in de richting van adaptatie en hechting van de restauratiematerialen. De diverse plotfiguren en grafieken, die voorhanden zijn, zijn bij uitstek geschikt om als hulpmiddel te dienen in de onderwijssituatie, omdat de effecten van wijzigingen in de parameters duidelijk te visualiseren zijn.

## APPENDICES

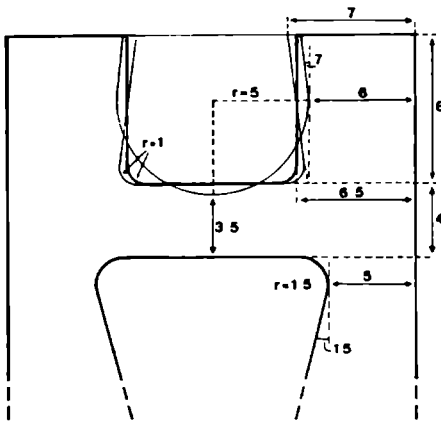
- I Twee-dimensionale eindige elementen analyse van een foto-elastisch kaviteitsmodel volgens Granath
- II Programmatuur
- III Symbolenlijst



# I TWEE-DIMENSIONALE EINDIGE ELEMENTEN ANALYSE VAN EEN FOTO-ELASTISCH KAVITEITSMODEL VOLGENS GRANATH

Ter validering van de berekeningsresultaten, die met de eindige elementen analyse zijn verkregen, is het foto-elastisch onderzoek van Granath (1964 b) nagebootst (De Vree et al (1981)). De experimentele kondities van deze foto-elastische spanningsanalyse zijn zodanig beschreven, dat verificatie met de EEM direct mogelijk was onder een aantal nader te specificeren vooronderstellingen.

Granath heeft een drietal twee-dimensionale plastiek modellen met verschillende kaviteitsvormen onderzocht. De afmetingen van de modellen zijn weergegeven in afbeelding I.1.



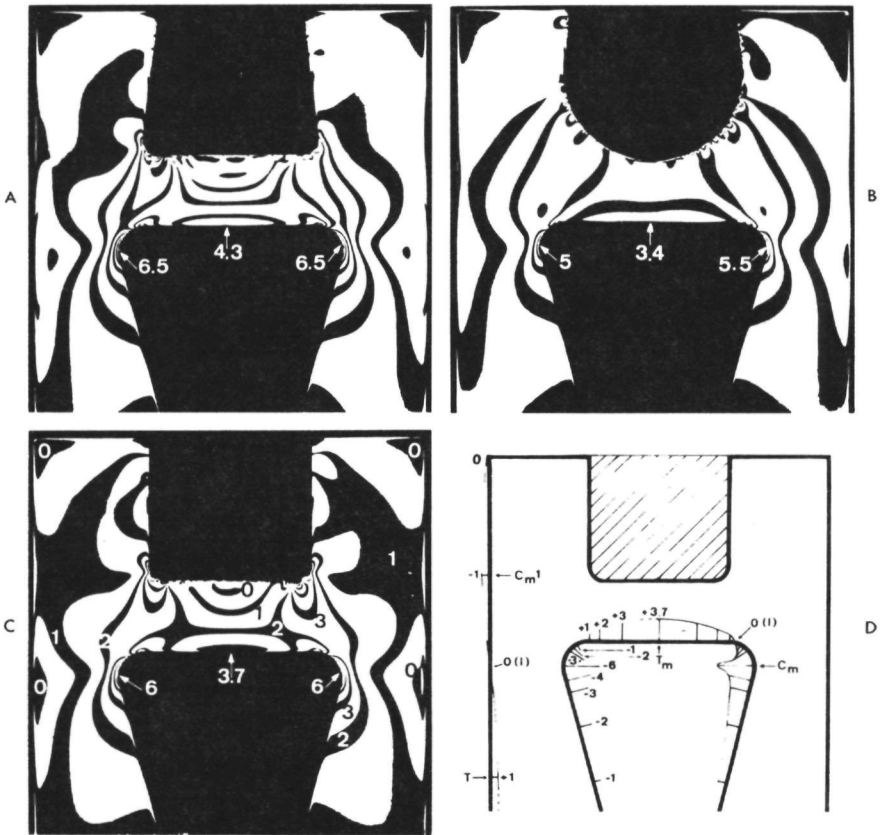
Afb. I.1

Schematische tekening van de modellen met de bestudeerde kaviteiten. De maten zijn in mm. De totale hoogte van het model en de pulpaalthe bedroeg respectievelijk 33 en 16 mm. De dikte van de modellen was 5 mm.

Hoewel de beschrijving van de geometrie onvolledig is, is uit de maten af te leiden, dat het model vermoedelijk een voet van 5 mm

heeft, zoals in afbeelding I.3 is weergegeven. Als foto-elastisch materiaal werd Araldit- gebruikt. De restauraties zijn gegoten uit epoxy-hars met een aluminium vulstof en door middel van polijsten aan de kaviteitsoppervlakken passend gemaakt. De materiaal-konstanten zijn in het bovenstaande artikel niet vermeld. Uit een vorig artikel van Granath (1964 a) is echter af te leiden, dat de elasticiteitsmodulus van het modelmateriaal  $4000 \text{ N/mm}^2$  en van het restauratiemateriaal  $4300 \text{ N/mm}^2$  is. De axiale belasting van 200 N was aangebracht door middel van een halfcylindervormig messing segment met een straal van 15 mm, zoals in afbeelding I.1 schematisch is aangegeven.

De resultaten van de spanningsanalyses van Granath zijn weergegeven in afbeelding I.2. De getallen in deze afbeelding zijn dimensieloze spanningsgrootheden en stellen het quotiënt  $\sigma/\sigma_{\text{ref}}$  voor. Hierin is  $\sigma$  het verschil van de twee hoofdspansingen in het vlak van het model (de derde, die daar loodrecht op staat, is altijd nul) en  $\sigma_{\text{ref}}$  is de belastingskracht gedeeld door het oppervlak van de basis van het model. Omdat aan de belastingvrije randen twee hoofdspansingen nul zijn, geeft  $\sigma$  op deze randen de normaalspanning weer op vlakken loodrecht daarop.



Afb. I.2 Modellen A, B en C belast met een kracht van 200 N.

In D is de hoofdspanningsverdeling langs de belastingvrije binnenrand van de pulpaholte van model C weergegeven.  $T_m$  en  $C_m$  duiden de plaatsen met maximale trekspanning respectievelijk drukspanning aan, + en - duiden respectievelijk trek en druk aan.

Om een EEM-analyse uit te voeren werden veronderstellingen gedaan over de wrijvingscoëfficiënten, die tussen de over elkaar glijdende oppervlakken gelden en over de wijze van ondersteuning van het model. Omdat Granath hierover niets vermeldt (de

wrijvingscoëfficiënten en ondersteuningsvoorwaarden komen in zijn spanningsberekeningen niet voor), is hiervoor een aantal veronderstellingen geponeerd. Door middel van een aantal daartoe geëigende, eenvoudige laboratoriumexperimenten is voor wrijving van araldit over araldit vastgesteld, dat de wrijvingscoëfficiënt sterk afhankelijk is van de gladheid van de gepolijste oppervlakken, die over elkaar glijden. Met een grote waarschijnlijkheid ligt de wrijvingscoëfficiënt tussen 0,1 en 0,25. Voor deze beide waarden is de EEM-analyse op model A uitgevoerd. Voor de ondersteuning van het model zijn twee voor de hand liggende schematiseringen gekozen, waarvan aannemelijk mag worden geacht, dat ze de werkelijkheid insluiten. De gekozen schematiseringen zijn:

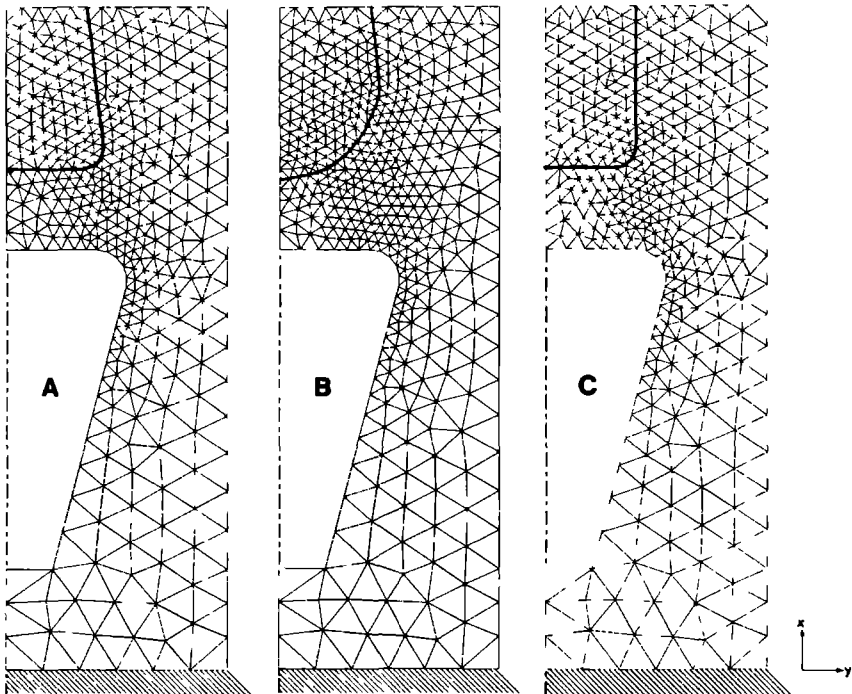
- a. de basis van het model kan langs de ondergrond glijden met wrijvingscoëfficiënt nul;
- b. het model wordt aan de basis ingeklemd.

In de EEM-analyse is een axiaal gerichte kracht van 200 N aangenomen, die centraal op de bovenkant van de restauratie aangrijpt. Voor de ratio van Poisson is de gebruikelijke waarde 0,3 genomen.

Om de rekentijd binnen de perken te houden is een elementverdeling gemaakt in zogenaamde TRIM-3 elementen, gebaseerd op lineair elastisch materiaalgedrag (zie afb. I.3). De kenmerken van het TRIM-3 element zijn:

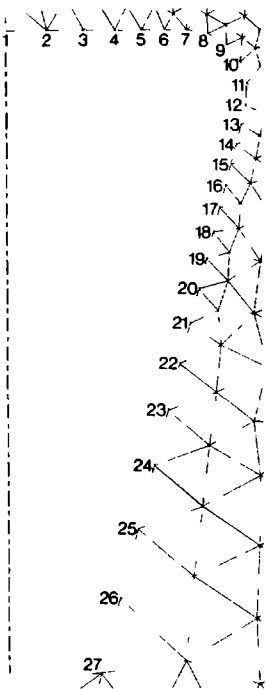
- de vorm is driehoekig;
- de dikte is overal in het element gelijk;
- het heeft 3 knooppunten;
- het heeft per knooppunt 2 vrijheidsgraden, verplaatsingen in 2 onderling loodrechte richtingen x en y (dus 6 vrijheidsgraden per element);
- de verplaatsingen binnen het element verlopen lineair;
- de rekgrootheden en spanningsgrootheden zijn per element konstant.





Afb. I.3 Elementverdeling van de modellen A, B en C in TRIM-3 elementen.

In afbeelding I.4 is de nummering van de randpunten langs de pulpahoek aangegeven. In tabel I.I zijn hiervoor de waarden van de hoofdspansingen opgenomen, zoals deze met de EEM berekend zijn.



Afb. I.4  
Randpuntnummers bij  
model A.

Tabel I.I

Randpunt nummer	Voet ingeklemd		Roloplegging	
	$\mu=0,25$	$\mu=0,1$	$\mu=0,1$	
$(T_m)$	1	<u>4,32</u>	<u>4,56</u>	<u>4,60</u>
	2	3,72	4,00	3,91
	3	3,84	4,00	4,01
	4	3,52	3,64	3,65
	5	3,03	3,10	3,10
	6	2,44	2,44	2,44
	7	1,46	1,41	1,42
	8	-3,70	-2,56	-2,60
	9	-4,16	-4,30	-4,30
	10	-5,52	-5,65	-5,64
$(C_m)$	11	<u>-6,50</u>	<u>-6,62</u>	<u>-6,61</u>
	12	-5,88	-5,97	-5,97
	13	-4,88	-4,95	-4,94
	14	-4,18	-4,24	-4,23
	15	-3,70	-3,74	-3,74
	16	-3,33	-3,37	-3,37
	17	-3,08	-3,11	-3,11
	18	-2,76	-2,78	-2,78
	19	-2,53	-2,55	-2,55
	20	-2,21	-2,23	-2,23
	21	-1,99	-1,99	-1,99
	22	-1,70	-1,70	-1,70
	23	-1,40	-1,40	-1,44
	24	-1,14	-1,14	-1,14
	25	-0,90	-0,88	-0,90
	26	-0,70	-0,69	-0,72
	27	-0,40	-0,41	-0,47

Tabel I.I Berekende waarden voor het  
quotient  $\sigma/\sigma_{ref}$  bij model A.

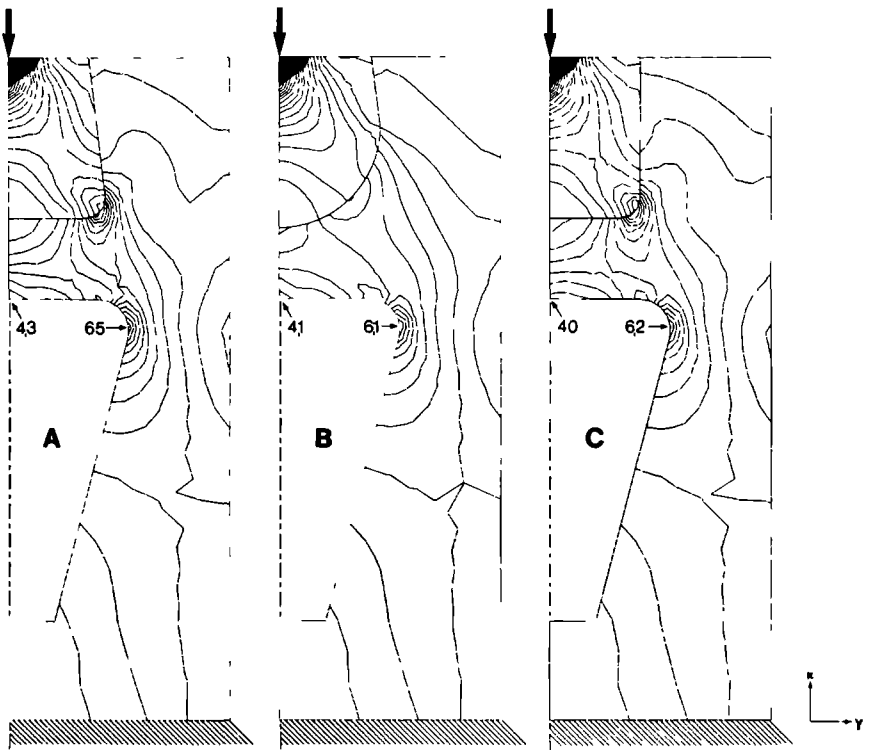
Met het EEM-programma FEMSYS (Peters & Banens (1976)) wordt de  
vergelijkspanning volgens Maxwell-Hüber-Hencky-Von Mises (zie  
paragraaf 2.5) berekend. Op de belastingvrije rand van de pulpa-  
holte is deze vergelijkspanning gelijk aan de absolute waarde van  
de hoofdspinning in het vlak van de constructie evenwijdig aan de

rand. Uit de samenstellende spanningen  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  en  $\tau_{xy}$ , die eveneens berekend worden, kan dan op eenvoudige wijze het teken van de hoofdspanning worden bepaald.

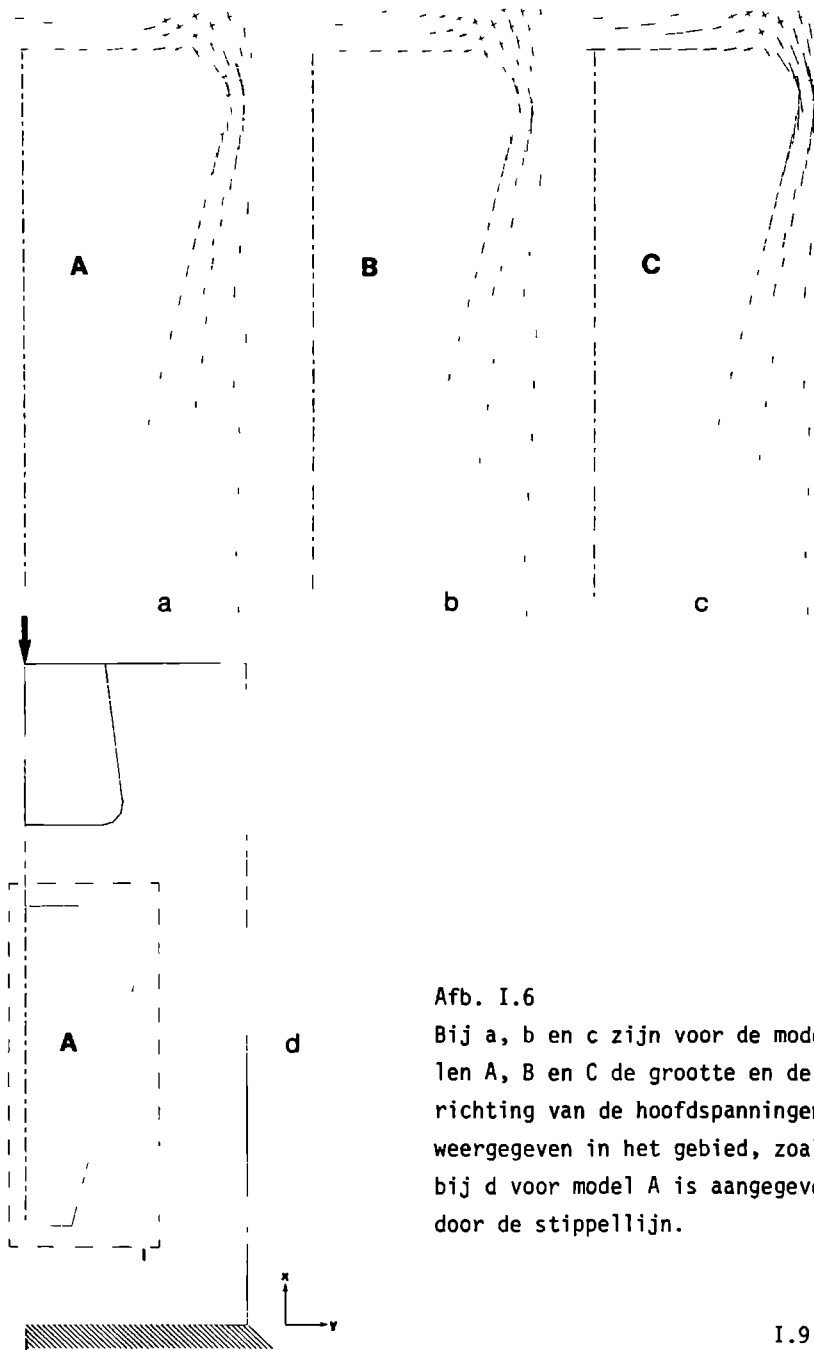
Beschouwing van de numerieke waarden van  $\sigma/\sigma_{ref}$  in tabel I.I leidt tot de konklusie dat zowel de wijze van ondersteuning als de wrijvingscoëfficiënt slechts een geringe invloed op de berekeningsresultaten hebben. In de verdere berekeningen met de modellen B en C is daarom uitsluitend de schematisering met inklemming gekozen, waarbij de wrijvingscoëfficiënt vrijwel geen invloed blijkt te hebben. Ter vergelijking met het foto-elastische onderzoek is gekozen voor schematisering met de meest realistisch lijkende wrijvingscoëfficiënt van 0,25. In afbeelding I.5 zijn voor de drie modellen A, B en C de lijnen weergegeven, die de punten verbinden met vergelijkspanningen van gelijk nivo. Deze nivoliijnen geven op de rand van de pulpaholte de absolute waarden weer van de hoofdspanningen. De maximale trekspanning (+) en de maximale drukspanning (-) langs de rand zijn eveneens in deze afbeeldingen weergegeven. De waarde van de vergelijkspanning is een maat voor de ernst van de spanningssituaties in een bepaald punt. De grootte van de hoofdspanningen is in afbeelding I.6 voor de verschillende modellen weergegeven. In tabel I.II zijn voor de verschillende modellen de absolute waarden van de maximale trek- en drukspanningen langs de rand van de pulpaholte samengebracht. Hierin is:

$$T_m = \text{maximale trekspanning}/\sigma_{ref}$$

$$C_m = \text{maximale drukspanning}/\sigma_{ref}$$



Afb. I.5 Vergelijkspanningen ( $N/mm^2$ ) in de modellen A, B en C.



Afb. I.6

Bij a, b en c zijn voor de modellen A, B en C de grootte en de richting van de hoofdspansingen weergegeven in het gebied, zoals bij d voor model A is aangegeven door de stippellijn.

Tabel I.II

Model	Grootheid	Foto-elastische methode	E.E.M.
A	$T_m$	4,3	4,3
	$C_m$	6,5	6,5
	$C_m/T_m$	1,5	1,5
B	$T_m$	3,4	4,2
	$C_m$	5,5	6,1
	$C_m/T_m$	1,6	1,5
C	$T_m$	3,7	4,0
	$C_m$	6,0	6,2
	$C_m/T_m$	1,6	1,5

Tabel I.II Maximale trek- en drukspanningen langs de rand van de pulpaholte berekend volgens de twee methoden voor de modellen A, B en C.

Beschouwing van afbeelding I.6 en tabel I.II toont aan, dat de overeenkomst bij model A vrijwel perfect is, maar dat de overeenkomst bij de modellen B en C beduidend minder is. Na uitvoering van de EEM-analyse blijken de konklusies van Granath uit zijn analyse nogal aanvechtbaar, temeer omdat in dit geval een drie-dimensionale analyse meer op zijn plaats was geweest. Mogelijke oorzaken van de verschillen in de resultaten zijn onder meer:

- numerieke afwijkingen van de EEM, welke klein zullen zijn en kleiner te maken zijn door een fijnere elementverdeling te nemen;
- schematisering ten behoeve van de EEM zal een kleine afwijking veroorzaken;

- onnauwkeurigheden, die inherent zijn aan de foto-elastische methode;
- bij de foto-elastische methode kan de aanpassing van de restauratie aan het model imperfecties vertonen; in de EEM is aangenomen, dat de restauratie en het model vóór het aanbrengen van de belasting overal langs het grensvlak contact maken met elkaar; afwijkingen hiervan kunnen een totaal verschillende spanningsverdeling tot gevolg hebben;
- een mogelijke wrijvingscoëfficiënt, die groter is dan 0,25, zou een significant verschillende spanningsverdeling tot gevolg kunnen hebben;
- de elasticiteitsmodulus en de ratio van Poisson van het plastiek model zouden anders kunnen zijn dan de opgegeven, respectievelijk aangenomen waarde.

Als voordelen van de EEM zijn te noemen:

1. alle spanningscomponenten worden berekend;
2. de spanningscomponenten worden op iedere plaats in het model berekend;
3. verandering van relevante parameters en belastingen kunnen op eenvoudige wijze in het rekenmodel worden aangebracht;
4. de uitvoering en de verwerking van de resultaten zijn bij een EEM-analyse vaak sneller te realiseren dan bij een foto-elastische analyse;
5. wrijving en speling kunnen in het EEM model eenvoudig in rekening worden gebracht;
6. drie-dimensionale analyse behoort met de EEM eveneens tot de mogelijkheden;
7. inhomogeniteit en anisotropie van het materiaal kunnen met de EEM in principe eenvoudig in rekening worden gebracht;
8. de nauwkeurigheid van de berekeningsresultaten kan eenvoudig opgevoerd worden door het aantal elementen te vergroten (dit gaat ten koste van de rekentijd).

## REFERENTIES

GRANATH, L.E.: Photoelastic studies on occlusal-proximal sections of class II restorations. *Odont.Rev.* 15: 169-185 (1964 a)

GRANATH, L.E.: Further photoelastic studies on the relations between the cavity and the occlusal portion of class II restorations. *Odont.Rev.* 15: 290-298 (1964 b)

PETERS, F.J. & BANENS, J.P.A.: FEMSYS; een systeem voor op de eindige elementenmethode gebaseerde berekeningen. Intern Rapport THE, Gebruikershandleiding, Eindhoven (1976)

VREE, J.H.P. de; PETERS, M.C.R.B. & PLASSCHAERT, A.J.M.: A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored teeth structures. *Caries Res.* 16: in druk (1982)



## II PROGRAMMATUUR

In deze appendix wordt een beknopte beschrijving gegeven van de programmatuur, die noodzakelijk is om het analyseproces uit te voeren. Aan de hand van een overzichtsschema (afb. II.1) worden de gebruikte programma's nader toegelicht.

### PROGRAMMA-KARAKTERISTIEKEN

Bij het hier beschreven onderzoek is gebruik gemaakt van de volgende programma's:

- a. TRIQUAMESH
- b. INTERFACE
- c. FEMSYS
- d. PLOT
- e. LINEPLOT

#### a. TRIQUAMESH

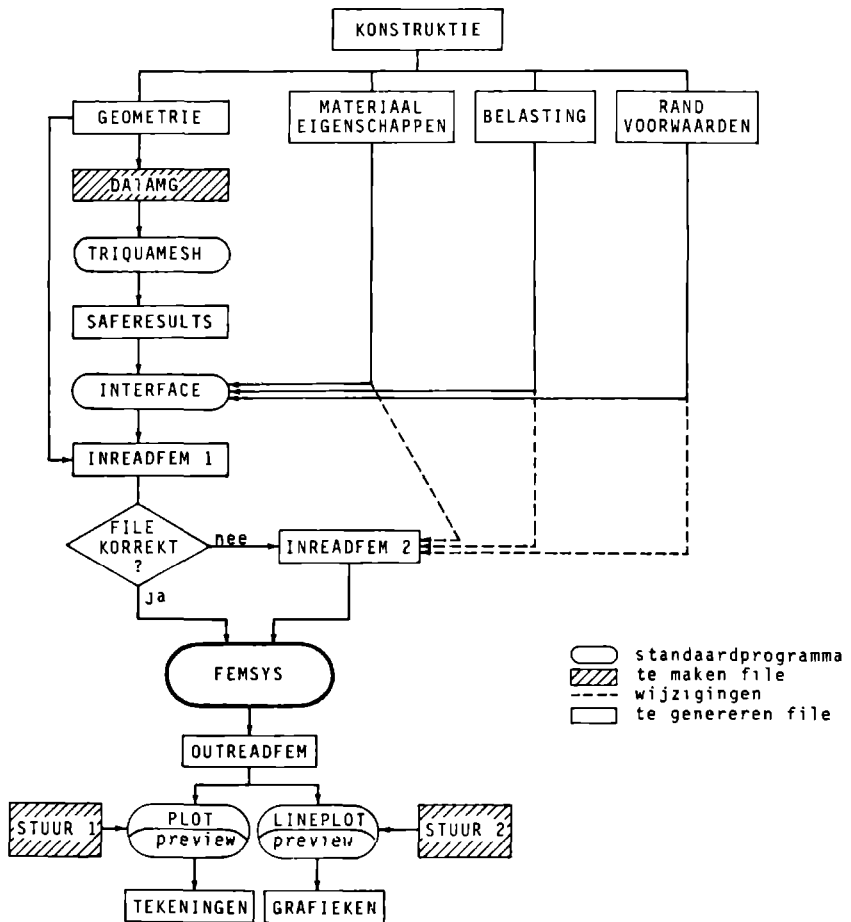
Het standaard komputerprogramma TRIQUAMESH - ontwikkeld door de vakgroep Technische Mechanica van de afdeling der Werktuigbouwkunde van de Technische Hogeschool te Eindhoven - biedt de mogelijkheid om met weinig invoergegevens automatisch een elementverdeling te genereren in twee-dimensionale gebieden (zie voor verdere referenties: TRIQUAMESH (1978)).

Invoerfile: DATA MG

Deze file bevat de coördinaten van de zogenaamde basispunten. Tevens wordt de vorm van de gebieden, die in elementen verdeeld moeten worden, in deze file met behulp van parameters vastgelegd.

Uitvoerfile: SAFERESULTS

In deze file staan de elementnummers met de bijbehorende knooppunten (tesamen vaak elementlokatievektor of connectivity file genoemd). Deze file bevat tevens de knooppuntscoördinaten.



Afb. II.1 Flowschema van de gebruikte programmatuur.

## b. INTERFACE

Via het interactieve computerprogramma INTERFACE is het mogelijk de invoerfile (of een groot gedeelte hiervan) voor het programma FEMSYS (Peters & Banens (1976)) te maken. Uitgaande van de in- en uitvoer van TRIQUAMESH (respektievelijk de geometrie en SAFERESULTS) kan een stuk modelvorming van de realiteit (zie hoofdstuk 6) worden omgezet in invoer voor FEMSYS. De modelvorming heeft betrekking op materiaaleigenschappen, belasting en geometrische randvoorwaarden.

Invoerfile: GEOMETRIE + SAFERESULTS + MATERIAALEIGENSCHAPPEN + BELASTING + RANDVOORWAARDEN

Uitvoerfile: INREADFEM 1

Deze file is ofwel direkt geschikt als invoerfile voor FEMSYS, of wel de file wordt gewijzigd, waarna deze als INREADFEM 2 als invoerfile voor FEMSYS kan dienen.

## c. FEMSYS

Het computerprogramma FEMSYS voert berekeningen uit, die gebaseerd zijn op de eindige elementenmethode. Dit programma vormt de kern van het totale rekenproces.

Invoerfile: INREADFEM 1 of INREADFEM 2

Soms kan de file INREADFEM 1 direkt als invoer dienen. Voor een aantal schematiseringen van de konstruktie dient deze file echter op bepaalde plaatsen aangepast te worden. Ook veranderingen in verband met de analyse van de konstruktie worden in deze file aangebracht. Na wijziging wordt de file INREADFEM 2 genoemd.

Uitvoerfile: OUTREADFEM

Deze uitvoerfile bevat naast de berekende krachten, verplaatsingen en spanningen in de knooppunten, ook de elementlokatievektor en de knooppuntskoördinaten.

#### d. PLOT

Door middel van het computerprogramma PLOT is het mogelijk de resultaten van FEMSYS visueel weer te geven. Lijnen van gelijk spanningsnivo, vervorming van de kontoer en hoofdspanningsoriëntatie en -grootte kunnen op een graphical display zichtbaar worden gemaakt. Indien gewenst (mogelijkheid tot previewing is aanwezig) kunnen de tekeningen worden geplot.

Invoerfile: STUUR 1 + OUTREADFEM

De file STUUR 1 bevat coderingen en specificaties voor de gewenste tekeningen.

Uitvoer: TEKENINGEN

Afhankelijk van de wensen worden lijnen van gelijk spanningsnivo, vervorming van de kontoer, hoofdspanningsoriëntatie en -grootte op een graphical display weergegeven en/of geplot.

#### e. LINEPLOT

Door middel van het computerprogramma LINEPLOT is het mogelijk de spanningsgrootheden in een doorsnede van de konstruktie grafisch weer te geven.

Invoerfile: STUUR 2 + OUTREADFEM

In de file STUUR 2 worden de koördinaten opgegeven van de doorsnedes, die gemaakt dienen te worden.

Uitvoer: GRAFIEKEN

Het programma LINEPLOT heeft tot resultaat een grafische weergave van de spanningen in de opgegeven doorsnedes. Deze grafieken worden op een graphical display weergegeven en/of geplot.

## REFERENTIES

PETERS, F.J. & BANENS, P.J.A.: FEMSYS; een systeem voor op de eindige elementenmethode gebaseerde berekeningen. Gebruikershandleiding. Intern Rapport THE, Eindhoven (1976)

SCHOOF, A.J.G.; BEUKERING, L.H.Th.M. van & SLUITER, M.L.C.: TRIQUAMESH. Gebruikershandleiding. Intern Rapport WE 78-01, THE, Eindhoven (1978)



### III SYMBOLENLIJST

#### Referentiesystemen

$x, y, z$	rechthoekig coördinatensysteem
$r, \theta, z$	cylindrisch coördinatensysteem

#### Materiaaleigenschappen

E	elasticiteitsmodulus, modulus van Young
G	glijdingsmodulus
$\nu$	dwaarskontractiecoëfficiënt, ratio van Poisson
$\mu$	wrijvingscoëfficiënt
b	dempingskonstante

#### Belastingsparameters

F	kracht
T	wringend koppel

#### Spannings- en rekparameters

$\sigma$	spanning
$\sigma_z$	axiale spanning
$\sigma_r$	radiale spanning
$\sigma_t$	tangentiële hoofdspanning
$\tau$	schuifspanning
$\tau_{rz} = \tau_{zr}$	axiale schuifspanning
$\tau_{rt} = \tau_{tr}$	tangentiële schuifspanning
$\tau_{zt} = \tau_{tz}$	transversale schuifspanning
$\sigma_{id}$	ideële spanning, vergelijkspanning, gereduceerde spanning
$\sigma_1$ en $\sigma_2$	hoofdspanningen in transversale vlak
$\bar{\sigma}$	rijmatrix van spanningen, spanningsvektor
$\epsilon$	rek
$\bar{\epsilon}$	rijmatrix van rekken, rekvektor

### Overigen

$d$	huidige diameter
$d_0$	oorspronkelijke diameter
$h$	hoogte
$l$	huidige lengte
$l_0$	oorspronkelijke lengte
$l - l_0$	verlenging
$t$	tijd
$u$	doorbuiging
$v = \frac{dl}{dt}$	reksnelheid
$\gamma$	afschuifhoek
$\psi$	relatieve hoekverdraaiing



## SUMMARY

The principal objective of this study, which is described in this thesis, is to give a fundamental reflection on some mechanical aspects, related to the behaviour of restored teeth. Emphasis is placed on the development of a theoretical model of a restored tooth. The complex system is simplified into a descriptive model in order to study the state of stress in three dimensions as reactions to occlusal forces exerted on tooth structures and restorations. The relevant parameters and their interrelations are defined. In using a mathematical model, which has been developed as an axi-symmetric simulation of the crown of a lower molar, it is possible to study stress situations, given various cavity designs and restorations. Attention is focussed in this study on amalgam and composite restorations in particular. Relatively simple cavity designs were chosen deliberately. Special attention is given to differences in adaptation of various materials. In this way a better understanding is reached regarding some fundamental factors that determine mechanical behaviour.

In chapter 1 this study is put into perspective by describing the importance of restorative dentistry as part of the dental health care system. The literature is reviewed for information with respect to failures in restorative dentistry. Historical developments are described in the field of cavity preparation and restoration. Several methods have been used in the past to study mechanical behaviour of teeth. The various methods of investigation are dealt with shortly, whereafter the frequently used photoelastic method is described. The finite element method (FEM), which is being used in this study, is introduced and compared with the photoelastic method. A comparative study of both methods is included as Appendix I.

After motivating the use of the FEM, the aim of this study is given. It can be summarized as elaboration of a system to study a

restored tooth by:

1. developing a mathematical model as a tool for research in stress situations of various cavity designs;
2. analysing some aspects of the model as it was developed;
3. giving a fundamental reflection on the mechanical behaviour of a restored tooth;
4. indicating possible directions into which research on bio-mechanical aspects of restored teeth can be continued and improved.

In chapter 2 an introduction is presented on general terminology and methods as used in the field of applied mechanics. By giving some examples it is shown which factors are of importance in analysing simple mechanical behaviour of materials. It is briefly stated how the introduced terminology can be generalized into an arbitrary, three-dimensional stress and strain situation. It can be concluded that it is a very complex matter to give a full description of dental materials and structures in terms of mechanical behaviour. Thereafter the question is raised how far a specific state of stress and strain is still acceptable for a restored tooth at a given geometry and selection of restorative materials.

Some dental examples are presented to elucidate and describe collapse behaviour in three objectionable situations. Thereafter a short explanation is given of the various test methods as used in experimental research for determining mechanical behaviour. This information is necessary for a better understanding and appraisal of the results of research on dental materials, as derived from the literature and described in this chapter.

In chapter 3 a review is given of published data with respect to the mechanical properties of tissues and materials, relevant for this study. After description of the historical development and the related problems of this type of research, the factors are discussed

which possibly influence the experimental definition of the properties of biological materials such as tooth structures.

Before passing on to a review of the literature, a short description is given of the structure and composition of dental tissues and materials. The review refers mainly to the mechanical properties of these structures and materials. The data from the literature are reported and discussed separately for each type of tissue or material. This study results in a selection of values for the properties of materials which were to be used in the next part of this investigation.

In chapter 4 present knowledge with respect to cavity design and adaptation of restorative materials has been screened. Occlusal cavity designs for amalgam and composite restorations are described. Due to the simplicity of this type of preparation it is possible to gain insight into model formation for the analysis of mechanical behaviour of a restored tooth. In more complex cavity geometries, effects are often masked due to the complexity of the situation. In analysing relatively simple cavity designs, some generally applicable rules can be deducted.

The geometry of the cavity for amalgam, as used in our model, can be characterized by straight walls with rounded intern line angles, having a slight convergence in a pulpo-occlusal direction. According to present concepts the optimal cavity geometry for composite is an adhesive preparation with a broad bevel and, if possible, with its contact points for occlusion and articulation outside the outline of the preparation. This cavity design is based upon mechanical retention of the restorative material in the micropores of the enamel by use of acid etch techniques.

Concerning adaptation it can be postulated that adaptation of amalgam to the cavity wall is incomplete. From the literature it can be concluded that usually a very irregularly formed crevice exists between amalgam and cavity wall. In contrast to this, with

composites an optimal adaptation between the etched enamel surface and the composite material can be achieved. A mechanical attachment is occurring at micro level.

Chapter 5 deals with the physiologic loading situations to which the teeth are exposed. After a general introduction to the masticatory system and the chewing process, a literature review is given concerning a number of studies on chewing forces. From the literature it was concluded that the maximum chewing force on the first molar is approximately 500 N in vertical direction. As far as the loading point (or site) and the direction of the force is concerned, hardly any information could be found in the literature. This is not surprising since this local event is difficult to observe and/or to measure. Moreover there is an enormous variation under physiological conditions depending on occlusion, articulation, abrasion and jaw movements.

In our model a load situation is chosen in which an imaginary cusp of the antagonist has a contact point with the cusp enamel of the lower molar. In an axi-symmetric situation this leads to a circular load on the axi-symmetric model.

In chapter 6 the theoretical model is further developed. The complex reality of the mechanical behaviour of a restored tooth under loading is reduced and described approximately in a mathematical model. The results from the reviewed literature (chapters 3-5) are used as values for the model parameters. The last step in developing a theoretical model is the assessment of the validity. Within the scope of this study validation experiments are not included. The predictions from the model are compared with experimental results from the literature and existing clinical experience.

In chapter 7 results are presented from analyses of the described axi-symmetric tooth model. On one hand the results are of importance with respect to the model itself; on the other hand the results are

analysed in view of their possible clinical relevance. This chapter contains statements which are formulated on the basis of results of the stress analysis. In order to support these statements a number of conspicuous model results are presented in figures, plots and graphs. In the introduction again attention is directed to the three-dimensional stress situation, specifically for an axi-symmetric body under an axi-symmetric load situation. Then it is explained in which way the acquired material is displayed.

With respect to the model attention is paid to its geometric limitations. In view of the objective of this study, it is argued that the model can be limited to the crown of an isolated tooth. Investigations on the effect of on occlusal chewing load on a restored tooth can be restricted to the area of the restoration and its direct surroundings. The factor adaptation between restorative material and cavity wall is shown to be a very essential parameter. In constructing a model for studies of mechanical behaviour in restored teeth, this essential parameter should always be defined. A critical appraisal of our results leads to the recommendation of placing occlusal contacts - if possible - outside the outline of the restoration. In the underlying model (although cavity forms with slight undercuts were used) loading the remaining enamel results in stress patterns which are considerably more favourable than loading the restoration. At the same time the model results show the importance of the degree of adaptation of restorative material to tooth structures with respect to force distribution. Therefore an optimal adaptation always has to be pursued. From this point of view, composite as restorative material is better than amalgam due to its excellent adhesive properties. It is shown that cavity geometry is of minor importance as long as optimal adaptation can be achieved. Provided acute angles are avoided, the degree of convergence of cavity walls in an occlusal amalgam restoration is of minor importance for stress distribution in a restored tooth. Regarding the presence or absence of  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  as a cement layer underneath an occlusal amalgam filling,

it was found that this factor probably has hardly any influence on the stress patterns in the tooth tissues.

Chapter 8 contains conclusions from the reported study. Some recommendations are given for further research. In this respect a distinction has been made between extending and refining the model, improving the input data and optimizing interpretation of the results.

## CURRICULUM VITAE

De auteur werd op 13 oktober 1949 geboren in Venlo. In 1969 behaalde zij het diploma Gymnasium- $\beta$  aan het Collegium Marianum te Venlo, waarna zij in hetzelfde jaar een aanvang maakte met de studie Tandheelkunde aan de Katholieke Universiteit te Nijmegen. In 1974 werd het doctoraal-examen met goed gevolg afgelegd en in 1975 werd de studie voltooid met het behalen van het tandartsdiploma.

Vervolgens trad zij als wetenschappelijk medewerkster in dienst van de Subfakulteit Tandheelkunde van deze Universiteit, waar zij ondermeer werkzaam was bij de onder-afdeling Kinder-tandheelkunde. In 1978 en 1979 was zij tevens part-time werkzaam als tandarts bij de Stichting Schooltandverzorging te Tiel, waar zij zich met name toelegde op de tandheelkundige verzorging van geestelijk gehandicapte kinderen.

Sinds 1978 is zij wetenschappelijk medewerkster van het Instituut Conserverende Tandheelkunde voor Volwassenen van de Subfakulteit Tandheelkunde der Katholieke Universiteit te Nijmegen, waar het in dit proefschrift beschreven onderzoek werd verricht.





Stellingen behorend bij het proefschrift  
"Biomechanika van kaviteitspreparatie  
en -restauratie van gebitselementen;  
Modelvorming en analyse met behulp  
van de eindige elementen methode".

M.C.R.B. Peters

mei 1981

## I

Bij analyse van het mechanisch gedrag van gebitselementen is het gebruik van de "eindige elementen methode" te verkiezen boven dat van de "foto-elastische methode".

Dit proefschrift, hoofdstuk 1.

## II

Om tot een juiste beoordeling van onderzoeksresultaten te komen dienen in publikaties van onderzoek naar materiaaleigenschappen van tandweefsels naast de meetmethode ook de vorm en afmetingen van de proefstukjes nauwkeurig te worden vermeld.

Dit proefschrift, hoofdstuk 3.

## III

De noodzaak tot interdisciplinaire samenwerking bij het verrichten van tandheelkundig onderzoek wordt ondermeer manifest wanneer fenomenen als adaptatie en retentie worden bestudeerd in het kader van de restauratieve tandheelkunde.

Dit proefschrift, hoofdstuk 4.

## IV

In een model ter analysering van spanningen in een gerestoureerd gebitselement, dient in ieder geval aandacht te worden besteed aan de essentiële parameter:

"overgangskonditie tussen restauratie en kaviteit".

Dit proefschrift, hoofdstuk 7.

## V

Bij het hanteren van principes voor kaviteitspreparaties, is het ontbreken van elementaire inzichten in de mechanika een jammerlijk tekort.

## VI

Het ontwikkelen van een gefundeerd inzicht in het samenspel van factoren die het mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement beïnvloeden, dient in het tandheelkundig onderwijs meer aandacht te krijgen.

## VII

De wijze waarop grensverleggend onderzoek door onderzoekstimulerende instanties wordt gestimuleerd, is niet zelden weinig stimulerend.

## VIII

Het verdient aanbeveling om onderzoek te verrichten naar de aard en omvang van iatrogene afwijkingen als gevolg van tandheelkundige behandeling.

## IX

Restauratieve behandeling heeft eerder een palliatief dan een kuratief effect.

## X

Gelet op de te verwachten verschuivingen in vraag en aanbod van tandheelkundige zorgverlening, verdient het aanbeveling de opleidingscapaciteit van tandartsen te reduceren ten gunste van die van hulpkrachten.

## XI

Bij het invoeren van (onderwijskundige) veranderingen dient men er rekening mee te houden, dat er mensen en instituties zijn, die groot belang hebben bij het handhaven van de status-quo.

## XII

De vrouwendiensten in de Studentenkerk te Nijmegen hebben eens te meer aangetoond dat vrouwen in de kerk achtergesteld worden en hebben zo een belangrijke bijdrage geleverd aan de emancipatie van de kerkgemeenschap.

Dienstencyclus IV, 1980  
Studentenkerk, Nijmegen.

## XIII

Het verdient aanbeveling om in de Nederlandse samenleving in plaats van beloning van ongewenst gedrag meer te streven naar beloning van gewenst gedrag.

## XIV

Festina lente, cauta fac omnia mente:  
Spooj dich langzaam en gebroëk diene kiëbus.



