

ONDERZOEK

MECHANISCHE ANALYSE VAN DE ADAPTATIE VAN AMALGAAM AAN HET TANDWEEFSEL

M. C. R. B. PETERS
H. W. POORT*)Uit het Instituut Conserverende Tandheelkunde voor Volwassenen
van de Katholieke Universiteit te Nijmegen.

Trefwoorden: Fysica – Biomechanica – Eindige Elementen Methode – Amalgaam

1. Inleiding

In het eerste artikel van deze reeks werd reeds gesteld dat voor bepaalde onderzoekdoeleinden met betrekking tot problemen in de restauratieve tandheelkunde het gebruik van mathematische modellen vele voordelen biedt.¹ Door middel van theoretische analyses is het mogelijk een beter inzicht te krijgen in een aantal fundamentele factoren, die het mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement bepalen. Het laatste decennium is een aantal restauratieve tandheelkundige procedures bestudeerd, waarbij de Eindige Elementen Methode (E.E.M.) in twee- en driedimensionale modellen werd toegepast.² Met betrekking tot amalgaamrestauraties werden vlakke spanningsmodellen van gerestaureerde gebitselementen gebruikt door Dérand ter bestudering van fenomenen als kruip en randbreuk.^{3,4} Wright et al. analyseerden, eveneens in een tweedimensionaal model, de invloed van de uithardings- en thermische expansie van een amalgaamrestauratie.⁵ Farah c.s. hebben een axisymmetrische E.E.M.-benadering gebruikt onder meer ter berekening van de doorbuiging en de spanningen in de bodem van een caviteitspreparatie.⁶ Tevens werd het effect onderzocht van de aanwezigheid van een onderlaag op de spanningen in de bovenliggende amalgaamrestauratie.⁷ Hoewel het gebruik van theoretische methoden zeker niet het uiteindelijke antwoord zal opleveren voor problemen rond tandheelkundige restauraties, zijn deze methoden uit de toegepaste mechanica bijzonder geschikt voor een analyse van het belang van de verschillende parameters. Hierdoor kan een fundamenteel begrip worden verkregen van de onderlinge relaties tussen de in het model opgenomen parameters en hun effecten. Op deze wijze is het mogelijk empirische gegevens wetenschappelijk te onderbouwen en richting te geven aan experimenteel en klinisch onderzoek.

Het doel van het onderhavige onderzoek is het bestuderen van de invloed die de adaptatie van amalgaam heeft op het mechanisch gedrag van een conventioneel gerestaureerd gebitselement. Spanningstoe-

standen en verplaatsingen zijn onderzocht in een geïdealiseerde axisymmetrische molaar bij twee verschillende belastingssituaties. De onderzochte parameters zijn de overgangskarakteristieken tussen het restauratiemateriaal en de tandweefsels.

2. Materiaal en methode

Een uitgebreide beschrijving van de methodologie en werkwijze van de E.E.M. is gegeven in Poort en Peters.¹ De complexe realiteit van het mechanisch gedrag van een gerestaureerd gebitselement onder belasting werd gereduceerd en op benaderende wijze beschreven in een mathematisch model. Bij de modelvorming is uitgegaan van gegevens betreffende 1) geometrie, 2) materiaaleigenschappen, 3) belastingssituatie, 4) grensvlakken, en 5) ondersteuning.

Geometrie

De volgende deelgebieden zijn bij schematisering onderscheiden: glazuur, dentine, pulpa, restauratie en onderlaag. Ter bepaling van de contouren en dimensies van de diverse deelgebieden werd een keuze gemaakt uit waarden voor een humane ondermolaar, gerapporteerd door Kraus c.s.⁸ Uit de aldus verkregen schematische doorsnede van een ondermolaar in buccolinguale richting is het axisymmetrische model ontstaan, dat in afbeelding 1 wordt weergegeven. Het model is rond de verticale as symmetrisch; dat wil zeggen dat iedere willekeurige

Samenvatting:

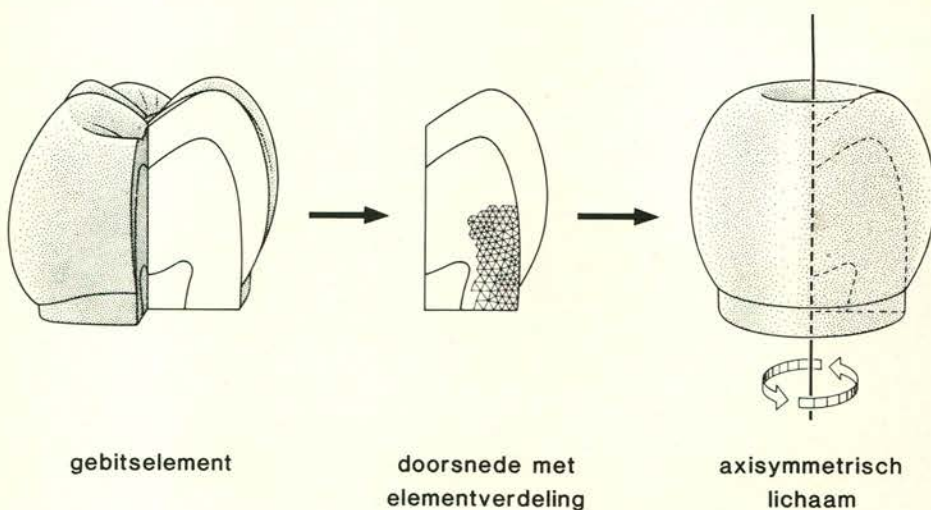
Met behulp van een axisymmetrisch model van een gerestaureerde ondermolaar is een parameteranalyse uitgevoerd naar de adaptatie van amalgaam. De invloed van de mate van adaptatie op het mechanische gedrag van een gerestaureerd gebitselement werd onderzocht. Aandacht werd besteed aan de totstandkoming van het mathematische tandmodel. De door belasting in het tandmodel ontstane spanningspatronen werden met behulp van de E.E.M. geanalyseerd.

De resultaten (hoofdspanningen, ideële spanningen en verplaatsingen) tonen aan dat de parameter *overgangsvoorwaarden tussen amalgaam en tandweefsel* grote invloed heeft op het verloop van de spanningen. Met andere woorden: het bewerkstelligen van een goede adaptatie tussen amalgaam en tandweefsel is van wezenlijk belang voor het verkrijgen van optimaal mechanisch gedrag in een gerestaureerd gebitselement.

Vanuit mechanisch oogpunt verdient het aanbeveling om in een klinische situatie veel aandacht te besteden aan de wijze van condenseren teneinde een optimale adaptatie van amalgaam aan de caviteitswand te verkrijgen.

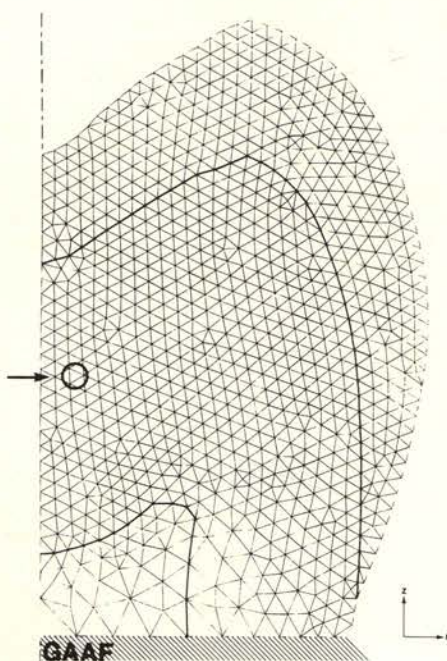
doorsnede door de as een identiek beeld oplevert. Vooronderzoek heeft aangetoond dat modelvorming van een solitair gebitselement gerechtvaardigd is en dat het niet in het model opnemen van de wortels van de molaar de relevante spanningspatronen niet beïnvloedt.⁹ In het tandmodel werd een conventionele amalgaamrestauratie gesimuleerd voorzien van een onderlaag.

Het op deze wijze geschematiseerde tandmodel

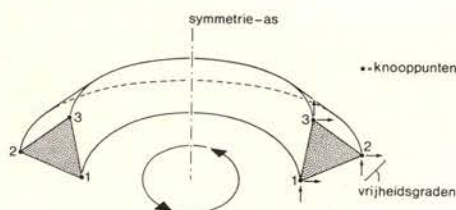


Afb. 1. Totstandkoming van het driedimensionale axisymmetrische model.

*) Dienst Mond- en Tandheelkunde, Vrije Universiteit, Brussel.



Afb. 2. Voorbeeld van een elementverdeling van een gaaf axisymmetrisch tandmodel.



Afb. 3. Gedeelte van een ringvormig element met driehoekige doorsnede. De drie knooppunten bezitten ieder twee vrijheidsgraden. De kijk-richting is transversaal.

is geschikt gemaakt voor analyse met behulp van de E.E.M. door het in eindige elementen onder te verdelen. Het model werd uit een aantal zogenaamde ring-elementen opgebouwd gedacht. De dwarsdoorsnede van deze ringvormige elementen is driehoekig (afb. 2). De cirkelbegrenzings worden de *knooppunten* van een dergelijk element genoemd. Bij dit onderzoek is het model onderverdeeld in 2115 elementen. Kenmerkend voor de gebruikte elementen (afb. 3) is, dat a) de drie knooppunten ieder twee vrijheidsgraden bezitten (n.l. verplaatsing in axiale en radiale richting), en b) de spannings- en rekgrootheden binnen ieder element constant zijn. 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,

*) De berekeningen zijn uitgevoerd op een Burroughs B7700 computer van de Technische Hogeschool te Eindhoven met behulp van het E.E.M.-programma pakket Femsys.¹⁰

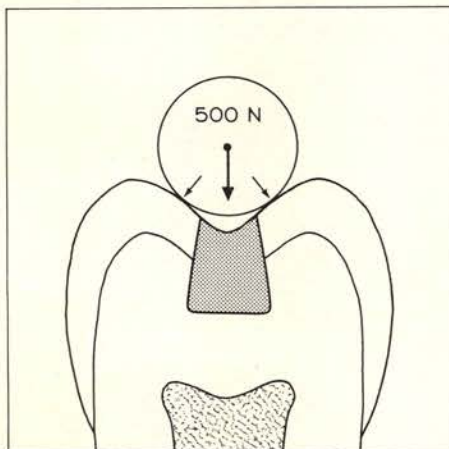
dat overal zo goed mogelijk continuïteit en evenwicht gegarandeerd moet worden, volgen de vergelijkingen, waaruit deze onbekende knooppuntverplaatsingen kunnen worden berekend. Het opstellen en oplossen van het grote stelsel vergelijkingen in de knooppuntverplaatsingen bij een bepaalde belasting vond plaats via een computer.*) Daarna werden de spanningen in het model berekend.

Materiaaleigenschappen

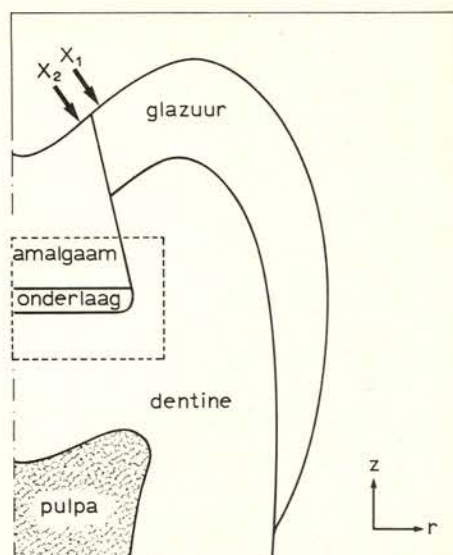
Aan ieder der elementen kunnen verschillende materiaaleigenschappen worden toegekend. Ten aanzien van de gehanteerde materiaaleigenschappen voor de deelgebieden kan het volgende worden opgemerkt. In het model werd voorts nog uitgegaan van lineair-elastisch, homogeen en isotroop materiaalgedrag. Een dergelijke 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 nauwkeurige wijze karakteriseren. Daarnaast dient in aanmerking te worden genomen dat werd uitgegaan van een bestaande situatie, waarbij de materialen bepaalde mechanische eigenschappen bezitten. Processen als krimp, uitzetting en dergelijke werden niet in het onderzoek betrokken. De op grond van literatuurstudie gekozen waarden voor de elasticiteitsmodulus en de dwarscontractiecoëfficiënt zijn opgenomen in tabel I. Het deelgebied pulpa werd beschouwd als een lege ruimte.

Tabel I. Materiaaleigenschappen van de deelgebieden.

| Deelgebied | Eigenschappen | |
|------------|-------------------------|-----------|
| | E (10 ³ MPa) | ν (-) |
| glazuur | 50 | 0.3 |
| dentine | 13 | 0.3 |
| amalgam | 20 | 0.3 |
| onderlaag | 0.5 | 0.3 |



Afb. 4. Schematische weergave van de belastingssituatie.



Afb. 5. Doorsnede door het axisymmetrische tandmodel met daarin aangegeven de diverse deelgebieden en de twee belastingssituaties X1 en X2. Het aangegeven kader omvat het gebied waarin de spanningen zijn weergegeven in de afbeeldingen 5 t/m 9.

Belastingssituaties

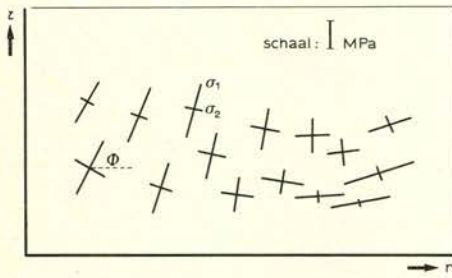
De belastingssituatie is een simulatie van de belasting, die optreedt tijdens het kauwproces, wanneer een gebitselement aan sterke éézijdige kauwbelasting wordt blootgesteld. Immers: breuk en dergelijke mislukkingen treden doorgaans niet bij gewone kauwbelasting op, maar zijn vaak aan onverwachte éézijdige en daardoor zeer sterke krachtsuitoefening (géén proprioëpsis) te wijten. Over de grootte en richting van de uitgeoefende kracht is in de literatuur weinig bekend. Gekozen werd voor een kracht, die een resultante heeft van 500 N in verticale richting (zie afb. 4). In het axisymmetrische model leidt dit tot een ringvormige belasting. Het aangrijpingspunt varieert bij de diverse analyses: zowel belasting op het knobbelglazuur (X1), alsook belasting op de restauratie (X2) werd aan een beschouwing onderworpen. De uitgeoefende kracht staat in het aangrijpingspunt loodrecht op het oppervlak (afb. 4). Het aangrijpingspunt van beide belastingen bevindt zich 0.2 mm naast de outline van de restauratie (afb. 5)

Ondersteuning

De basis van het model werd als vast verbonden beschouwd met een niet-verplaatsbare ondergrond. Dit wil zeggen, dat de vrijheidsgraden van de knooppunten aan de basis van het model werden onderdrukt. Het effect van deze inklemming vindt in een gebied plaats, dat niet relevant is voor de vraagstelling van dit onderzoek.

Grensvlakken

Schematisering van de overgang tussen de diverse deelgebieden vond plaats door de knoop-



Afb. 6. Afbeelding van de hoofdspinningen in het transversale vlak. De grootte van deze onderling loodrechte hoofdspinningen (σ_1 en σ_2) wordt weergegeven door de lengte van de kruisjes; de hoofdspinningsrichting wordt weergegeven door de hoek ϕ .

punten van de grensvlakken bepaalde vrijheidsbeperkingen op te leggen en door gebruik te maken van speciale algoritmes. In het tandmodel werd een hechte verbinding verondersteld tussen de diverse tandweefsels en materialen. Verschillen in de mate van adaptatie tussen het restauratiemateriaal amalgaam en de tandweefsels is onderwerp van onderzoek. Derhalve werd de invloed van parametervariatie betreffende het grensvlak amalgaam/tandweefsel onderzocht. De overgang tussen amalgaam en opstaande caviteitswand werd op drie verschillende manieren gesimuleerd: twee extremen (*vast* en *los*) en een tussenvorm (*speling*).

Bij de *vaste* modelvariant is een hechte verbinding tussen restauratie en caviteitswand 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 verbinding tussen restauratie en caviteitswand. Hierdoor wordt de aanwezigheid van een buurgebied niet in rekening gebracht bij berekening van de krachten en de verplaatsingen langs het grensvlak. Dat wil zeggen dat de knooppuntverplaatsingen in het overgangsgebied restauratie/tandweefsel worden berekend zonder een eventuele beïnvloeding van nabij gelegen deelgebieden te verdisconteren. Bij de modelvariant, waarbij aan de overgang restauratie/tandweefsel *spelingsmogelijkheid* is toegekend, werden drukkrachten rechtstreeks doorgeleid van het ene deelgebied naar het andere. Trekkkrachten 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.

3. Resultaten

Uit onderzoek is gebleken dat evaluatie van het effect van kauwbelasting op een occlusaal gerestoreerde molaar beperkt kan worden tot een gebied dat het belastingspunt, de restauratie en de directe omgeving van beide omvat.⁹ In het

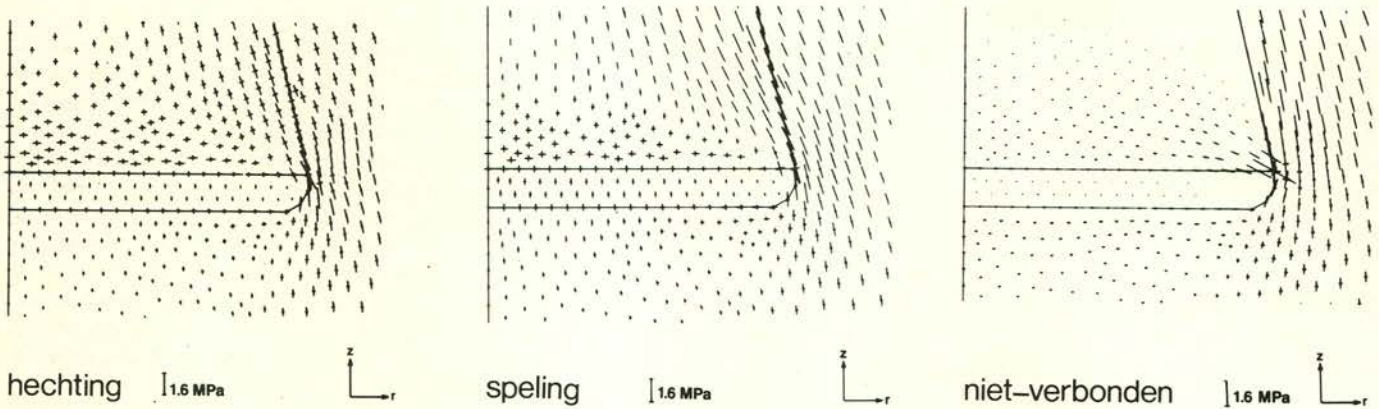
hier beschreven onderzoek worden de resultaten toegespitst op de overgang amalgaam/tandweefsel en wordt derhalve een verdere beperking doorgevoerd tot de interne lijnhoeck en de opstaande caviteitswand. Verplaatsingen en spanningen in de directe omgeving van het belastingspunt werden hierbij niet betrokken vanwege mogelijke randeffecten als gevolg van de wijze van belasten. Numerieke gegevens van de drie modelvarianten betreffende de berekende verplaatsingen en spanningen worden onderling vergeleken. De spanningen worden uitgedrukt in megapascals (MPa).^{*}

Hoofdspinningen

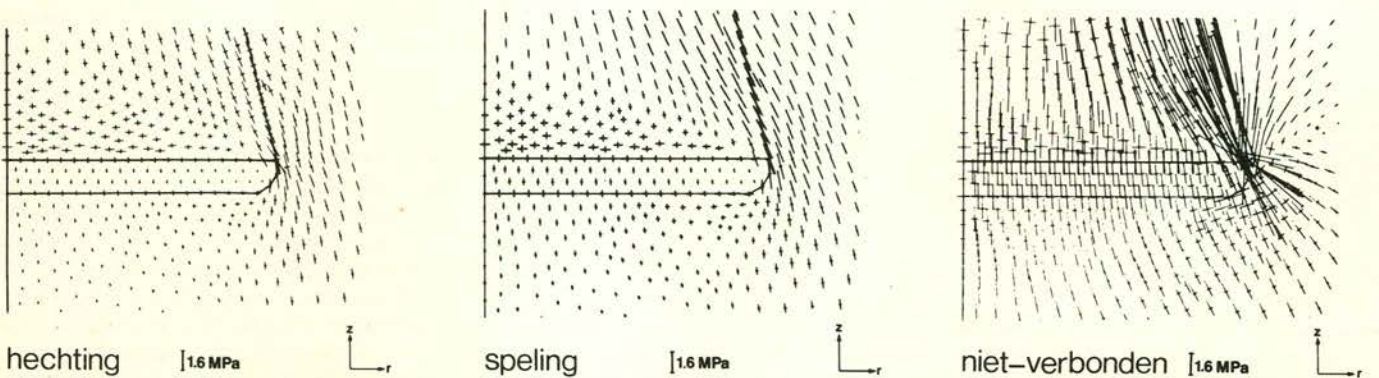
In een axisymmetrisch model kan de totale driedimensionale spanningstoestand worden gekarakteriseerd door de twee hoofdspinningen (σ_1 en σ_2) en de bijbehorende hoofdinrichting (ϕ) in het transversale vlak (afb. 6), en de tangentiële spanning (zijnde de derde hoofdspinning σ_3).

In de afbeeldingen 7 en 8 worden de transversale hoofdspinningen in en rond de interne lijnhoeck van de amalgaamrestauratie weergegeven. De richting en grootte van de hoofdspinningen zijn van belang. Weergave van deze hoofdspinningen bij belastingsituatie X1 (afb. 7) vertoont

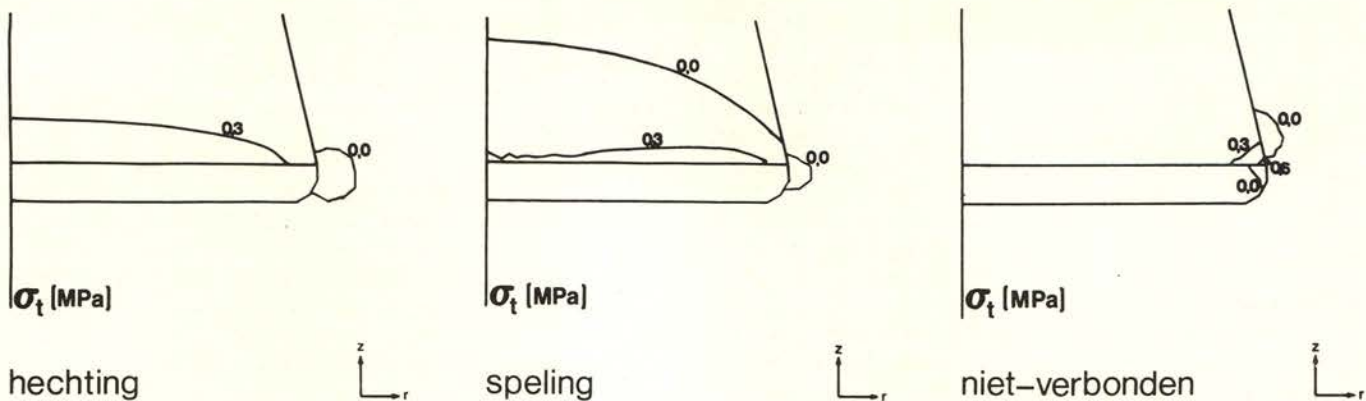
^{*}) 1 MPa = 1 N/mm².



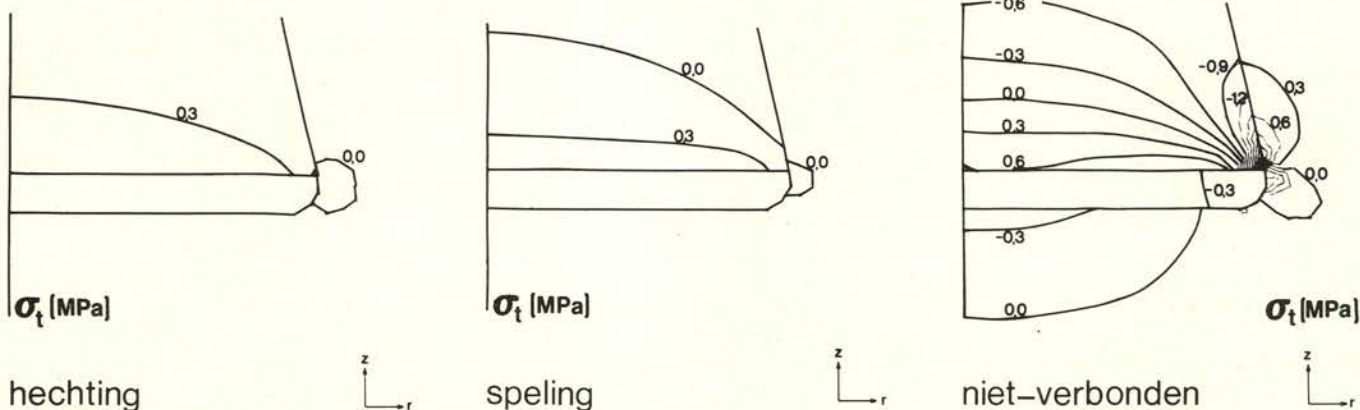
Afb. 7. Weergave van de hoofdspinningen in het transversale vlak in de omgeving van de interne caviteitshoek bij belasting van het glazuur (X1).



Afb. 8. Weergave van de hoofdspinningen in het transversale vlak in de omgeving van de interne caviteitshoek bij belasting van het amalgaam (X2).



Afb. 9. Weergave van de tangentiële hoofdspinningen (MPa) in de omgeving van de interne caviteitshoek bij belasting van het glazuur (X1).



Afb. 10. Weergave van de tangentiële hoofdspinningen (MPa) in de omgeving van de interne caviteitshoek bij belasting van het amalgaam (X2).

een gelijkmatige spanningsverdeling wanneer er een hechte verbinding bestaat tussen amalgaam en caviteitswand. Het model met spelingsmogelijkheid op deze overgang vertoont een bijna identiek spanningspatroon hoewel richting en grootte van de hoofdspinningen iets afwijkend zijn. Het spanningspatroon in het model zonder verbinding tussen amalgaam en caviteitswand geeft met name minder spanning aan in de restauratie en de onderlaag vergeleken bij de andere twee modellen.

Het door belasting X2 veroorzaakte spanningspatroon (afb. 8) vertoont een significant verschil tussen de drie modellen. Opnieuw leidde de *vaste* modelvariant tot een gelijkmatige spanningsverdeling. Dit in tegenstelling tot het *spelings*model en in het bijzonder in tegenstelling tot de *losse* modelvariant. In geval van hechting tussen restauratie en tandweefsel worden alle krachten doorgeleid van het amalgaam naar de caviteitswand en *vice versa*. Evenzo wordt een gelijkmatige verandering in hoofdspanningsrichting veroorzaakt. Dit kan geconcludeerd worden uit de variatie in de *hoofdspanningskruisjes*. Occlusaal blijkt de grootste hoofdspanning verticaal te zijn georiënteerd; in de omgeving van de onderlaag wordt de hoofdspanning in transversale richting van meer belang. Bij beschouwing van de hoofdspinningen bij de *losse* modelvariant zijn abrupte veranderingen in hoofdspanningsrichting waar te nemen en is het spanningsverloop vooral verticaal ge-

oriënteerd. Het *spelings*model levert een spanningspatroon op dat zich tussen deze beide uitersten bevindt.

Weergave van de tangentiële hoofdspinningen na belasting van ofwel het knobbelglazuur (afb. 9) ofwel de amalgaamrestauratie (afb. 10) vertoont een zelfde trend tussen de drie verschillende modellen. Ten gevolge van het niet-verbonden zijn van het grensvlak amalgaam/tandweefsel vertoont de *losse* modelvariant relatief hoge spanningsconcentraties in en rond de interne lijnhoek vergeleken bij de twee andere modellen.

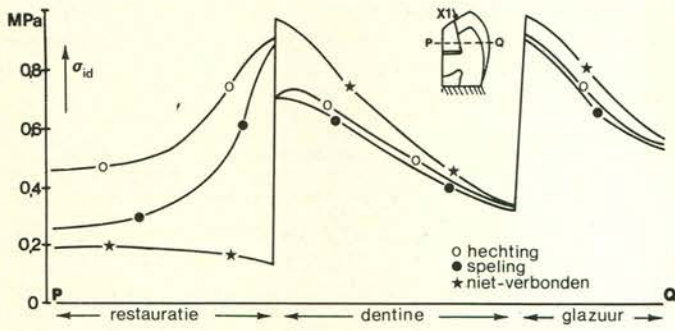
Ideële spanningen

Een waardevol hulpmiddel bij de interpretatie van de resultaten is evaluatie van de zogenaamde ideële spanningen. De ideële spanning is gebaseerd op de hypothese van Maxwell-Hübler-Hencky-Von Mises en karakteriseert de totale driedimensionale spanningstoestand op een bepaalde plaats in één getal.¹¹ De grootte van de ideële spanning vormt een indicatie voor de lokale gevoeligheid van het model voor de bijbehorende belasting.

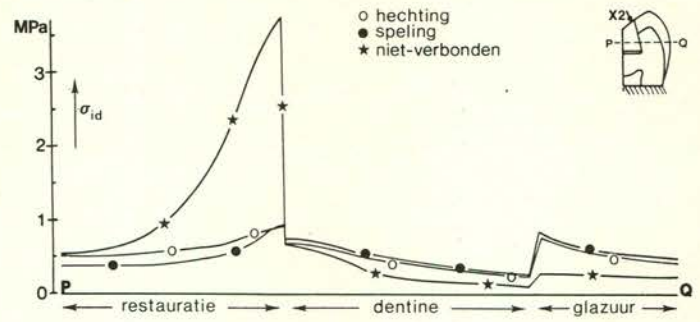
In de afbeeldingen 11 en 12 worden twee kenmerkende voorbeelden gegeven van dwarsdoorsneden, waarbij de ideële spanningen in de diverse modellen bij twee belastingssituaties zijn afgebeeld. De ideële spanningen zijn uitge-

zet als een functie van de plaats binnen het model.

Bij belasting X1 (afb. 11) vertoont het model met het hecht verbonden grensvlak een tweemaal zo grote ideële spanning in het centrum van de restauratie vergeleken bij de *losse* modelvariant. De spanningen in de buurt van het grensvlak zijn bijna vier maal zo groot. Doordat het *spelings*model de mogelijkheid biedt tot afschuiven tussen amalgaam en caviteitswand, vertoont het een mechanisch gedrag dat zich bevindt tussen de beide andere modelvarianten. In vergelijking tot het hecht verbonden model ontstaat er minder spanning in het amalgaam en leidt het tot slechts een gering spanningsverschil in het dentine en glazuur. Als gevolg van de vrije bewegingsmogelijkheid van de grensvlakken in het *losse* model roept deze variant de grootste ideële spanningen op in de tandweefsels, terwijl daarentegen in de restauratie een zeer laag spanningsniveau verschijnt. Dit fenomeen wordt veroorzaakt door het buigen van de knobbel onder de belasting en het ontstaan van een spleet ter plaatse van de grensvlakken. De minimale spanningen die hierbij in de restauratie verschijnen worden veroorzaakt door geringe krachtoverdracht vanuit de caviteitsbodem ten gevolge van de doorbuiging van de knobbel. Belasting van de amalgaamrestauratie (afb. 12) heeft in het *losse* model tot resultaat dat er hoge ideële spanningen in de restauratie verschijnen met name in de omgeving van het grensvlak. Dit



Afb. 11. Weergave van de ideële spanningen langs doorsnede PQ bij belasting van het glazuur (X1). De as PQ correspondeert met de aangegeven doorsnede PQ.



Afb. 12. Weergave van de ideële spanningen langs doorsnede PQ bij belasting van het amalgaam (X2). De as PQ correspondeert met de aangegeven doorsnede PQ.

wordt veroorzaakt door de doorbuiging van het amalgaam. Doordat het *spelings*model de mogelijkheid biedt tot afschuiving vertoont het amalgaam in deze variant minder spanning in vergelijking tot het *vaste* model. Bij deze twee modelvarianten bedraagt het niveau van ideële spanning in het amalgaam slechts ongeveer 20 procent van de waarde die bereikt wordt bij de *losse* modelvariant.

Verplaatsingen

De numerieke waarden van de verplaatsingen in axiale en radiale richting van de knooppunten op de grensvlakken zijn bestudeerd. Wanneer er sprake is van niet-verbonden grensvlakken geeft evaluatie van de verplaatsingen het ontstaan aan van een minimale discontinuïteit tussen het restauratiemateriaal en de cavitetswand. Deze discontinuïteiten worden in afbeelding 13 weergegeven. Door het ontstaan van een

minuscule spleet wordt de invloed van het buur gebied tot nul teruggebracht.

In het *spelings*model ontstaat geen discontinuïteit bij de grensvlakken. De positieve spanningen (trek) die ontstaan door belasting van het knobbelglazuur (X1) worden overschreden door de negatieve spanningen (druk). Dit resulteert in het doorleiden van drukkrachten naar het buur gebied. Bij belasting van de amalgaamrestauratie (X2) ontstaat een minuscule afschuiving tussen het amalgaam en dentine en worden de krachten eveneens doorgeleid naar het buur gebied.

4. Discussie

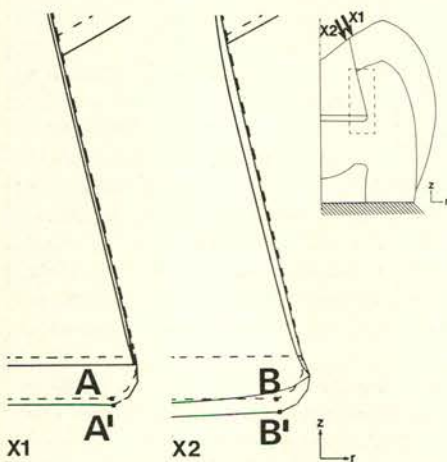
Een gerestaureerde molaar werd op benaderende wijze beschreven door een driedimensionale axisymmetrische modelvorming. Doordat de huidige kennis omtrent de benodigde materiaaleigenschappen en de wijze van belasten van gebitselementen nog zeer onvolledig is wordt een axisymmetrische representatie van de werkelijkheid geacht een adequate modelvorming te zijn voor het doel van dit onderzoek: analyse van het gedrag van de overgang amalgaam/tandweefsel. Controleberekeningen hebben aangetoond dat de gebruikte elementverdeling (2115 elementen) voldoende fijnheid bezit met betrekking tot de nauwkeurigheid van de resultaten.

De gelijkmatige verdeling van de hoofdspansingen welke voorkomt bij de *vaste* modelvariant, wijst op weinig verschil in spanningstoestand tussen de diverse punten van de structuur. Dit dient te worden beschouwd als een gunstig spanningspatroon. Een abrupt verschil in hoofdrichting en een aanzienlijke discrepantie in de grootte van de hoofdspansingen is waar te nemen bij de *losse* modelvariant. Deze fenomenen dienen beschouwd te worden als ongunstige spanningstoestanden. De waargenomen verschillen in hoofdspansingen worden veroorzaakt door de drie soorten grensvlakken.

Strikt genomen worden de ideële spanningen gebruikt als een rekeneenheid om de breukspanningen in het model te bereke-

nen. Het is niet geoorloofd de formule voor de ideële spanningen algemeen te gebruiken. In dit breukcriterium wordt geen onderscheid gemaakt tussen druk- en trekspanningen. Bij gebrek aan een echt breukcriterium, waarin gegevens zijn opgenomen betreffende een complete driedimensionale spanningstoestand, worden de ideële spanningen echter slechts gebruikt voor vergelijkend onderzoek. Een vergelijking tussen de ideële spanningen langs doorsnede PQ (afb. 11 en 12) bevestigt de uitspraak dat significante verschillen in spanningspatronen zijn waar te nemen tussen de drie modellen. Bij beide belastingsituaties vertonen de resultaten opmerkelijke veranderingen in ideële spanningen als gevolg van de variatie in grensvlakken. Evaluatie van de verplaatsingen na belasting van het tandmodel geeft bij sommige modelvarianten een discontinuïteit te zien langs de grensvlakken. Eerder onderzoek met een computermodel door Farah c.s. heeft aangetoond dat de elasticiteitsmodulus van de onderlaag een belangrijke invloed heeft op de grootte van de spanning in de amalgaamrestauratie bij belasting van het model.⁷ In de hier gerapporteerde studie leidt de aanwezigheid van een onderlaag met een relatief lage modulus tevens tot het ontstaan van een tendens tot separatie van het amalgaam en de cavitetswand.

Vanuit klinisch oogpunt tonen de resultaten van eindige elementen-analyses van een serie verschillende amalgaam/tandweefselovergangen aan dat een hechte verbinding tussen amalgaam en tandweefsel leidt tot een reductie van de piekspanningen zowel in het restauratiemateriaal als ook in het dentine. Het is duidelijk dat de overgang van amalgaam naar cavitetswand een belangrijke factor is bij het proces van krachtdoorleiding in een gerestaureerd gebitselement. Er bestaat echter een gebrek aan beschikbare gegevens betreffende de hechte eigenschappen van amalgaam aan tandweefsel. De drie omschrijvingen van mogelijk gedrag van deze overgang, zoals in dit onderzoek zijn ghan-



Afb. 13. Weergave van de verplaatsingen binnen het aangegeven kader in het *losse* model bij belasting van het glazuur (X1) en het amalgaam (X2). De onvervormde (---) en de vervormde (—) situatie zijn afgebeeld. De verplaatsingen van de punten A en B zijn respectievelijk: in radiale richting 0.469 μm (AA') en 0.681 μm (BB') en in axiale richting -1.716 μm (AA') en -3.542 μm (BB').

teerd, dienen te worden beschouwd als een eerste poging tot beschrijving van dit gedrag. Voor een realistische modelvorming van het grensvlak amalgaam/tandweefsel lijkt de spelingsvariant de meest adequate beschrijving te zijn. Teneinde te komen tot een optimale beschrijving van grensvlakken met betrekking tot mechanische hechtingskarakteristieken dient nader materiaalkundig onderzoek te worden verricht.

Conclusie

In een parameteronderzoek zijn via een eindige elementen-benadering mechanische spanningspatronen geanalyseerd in een gerestaureerde molaar onder belasting. De invloed van een serie overgangsparemeters betreffende het grensvlak amalgaam/tandweefsel werd geëvalueerd middels vergelijkend onderzoek. Bij de gegeven belastingssituaties vertonen de resultaten opmerkelijke wijzigingen in spanningspatronen als functie van de overgangsvariant. Een hechte verbinding tussen amalgaam en tandweefsel brengt een aanzienlijke reductie van de spanningen teweeg. Dit onderzoek levert een wetenschappelijke onderbouwing voor het empirische gegeven dat de mate van adaptatie van het restauratiemateriaal een belangrijke rol speelt bij de grootte en verdeling van deze spanningen. Met andere woorden: *In de klinische situatie is het bewerkstelligen van een goede adaptatie tussen*

amalgaam en tandweefsel door met name zeer zorgvuldig te condensereren van wezenlijk belang voor het verkrijgen van optimaal mechanisch gedrag in een gerestaureerd gebitselement.

Summary:

Title: Stress analysis of various adaptation characteristics of amalgam.

Keywords: Physics – Biomechanics – Finite Element Analysis – Amalgam

An axisymmetric model of a restored lower molar was used to analyse the parameter *adaptation of the amalgam*. The influence of the amount of adaptation on the mechanical behavior of a restored tooth was examined. A description was given of the mathematical modeling. Finite Element Analysis was used to analyse the stress patterns in the loaded model.

The resulting principal and equivalent stresses, and displacements were evaluated. The interface characteristics between the amalgam and the cavity wall have proved to be of major influence on the stress distribution. Thus, achievement of a tight adaptation between amalgam and tooth tissue is of essential value in accomplishing an optimal mechanical behavior of a restored tooth.

Therefore in a clinical situation much emphasis

has to be put on achieving an optimal adaptation of the amalgam by a correct condensation method.

Literatuur:

1. Poort HW, Peters MCRB. Geavanceerde analyse-techniek voor biomechanische toepassingen in de tandheelkunde. Ned Tijdschr Tandheelkd 1982; 89: 426-432.
2. Craig RG, Farah JW. Stress analysis and design of single restorations and fixed bridges. Oral Sc Rev 1977; 10: 45-74.
3. Dérand T. Creep in amalgam class V restorations. Odontol Rev 1976; 27: 181-186.
4. Dérand T. Marginal failure of amalgam class II restoration. J Dent Res 1977; 56: 481-485.
5. Wright KWJ, Yettram AL. Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. J Dent Res 1978; 57: 715-723.
6. Farah JW, Hood JAA, Craig RG. Stresses and deflections in the floor of model cavity preparations. J Oral Rehabil 1974; 1: 207-215.
7. Farah JW, Hood JAA, Craig RG. Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. J Dent Res 1975; 54: 10-15.
8. Kraus BS, Jordan RE, Abrams L. Dental anatomy and occlusion (7th ed.). Baltimore: William and Wilkins Co., 1969: 1: 74-115.
9. Peters MCRB. Biomechanika van kaviteitspreparatie en -restauratie van gebitselementen; modelvorming en analyse met behulp van de eindige elementen methode. Academisch proefschrift, Katholieke Universiteit te Nijmegen, 1981: 304.
10. Peters FJ, Banens JPA. Femsys: calculation system based on finite element analysis. Intern Report Technological University, Eindhoven, 1976: 69.
11. Timoshenko S, Young DH. Element of strength of materials (5th ed.). New York: Van Nostrand Reinhold Co., 1968: 377.

November 1983.

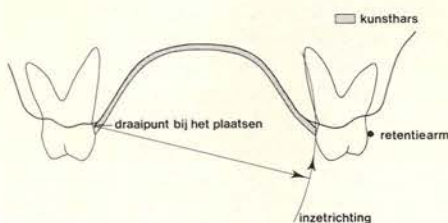
Adres: Mw. Dr. M. C. R. B. Peters,
Philips van Leydenlaan 25,
6525 EX Nijmegen.

BLADVULLING

PARTIËLE PLAATPROTHESEN DIE MET EEN DRAAIENDE BEWEGING OP HUN PLAATS KOMEN

H. LAWANT
A. C. M. VAN DE POEL

Voor de meeste partiële kunstthars plaatprothesen geldt dat de inzetricting ongeveer loodrecht staat op het vlak van occlusie. De inzetricting komt dan eenvoudig overeen met de bijtricting. De retentie en stabiliteit van dit type prothese wordt bepaald door de mate van aansluiten van de kunstthars op de mucosa en aanliggen van de zadels tegen en tussen de gebitselementen van het restgebit. De retentie kan worden verbeterd door het aanbrengen van geleidevlakken; hierdoor kan de prothese nog slechts in één richting bewegen. Om de ongunstige invloed van de kunstthars protheserand op



Afb. 1. Een partiële plaatprothese in de bovenkaak die met een draaiende beweging wordt geplaatst.

de gingiva zo klein mogelijk te houden, verdient het aanbeveling de plaat boven

of op de meetlijn van de gebitselementen te laten aanliggen.

In bepaalde situaties kan het echter voordel hebben een partiële plaatprothese te ontwerpen die, ter vergroting van de retentie, juist gebruik maakt van de ondersnijdingen van de gebitselementen door de plaat niet met de 'normale' verticale beweging op zijn plaats te laten komen, maar met een draaiende beweging (afb. 1).

Een dergelijke situatie kan zich bijvoorbeeld voordoen bij eenzijdig verlies van de P_1 en P_2 in de bovenkaak. Door het aanbrengen van een retentie-anker om de molaar kan het houvast van de plaatprothese nog worden vergroot.

November 1983.

Ant. Deusinglaan 1,
9713 AV Groningen.