Dentala kompositer

–betydelsen av polymerisationskrympning och genererade spänningar

SAMMANFATTNING Polymerisationskrympning hos dentala kompositer skapar dragspänningar som överförs till kavitetsväggarna och kan leda till dålig kantanslutning eller emaljfrakturer. Storleken på spänningarna avgör om bindningen består, misslyckas eller om tandvävnad fraktureras. I den här studien har trettio olika material utvärderats.
Majoriteten följde det förväntade mönstret; att låg polymerisationskrympning skapar hög spänning och tvärt om. Några kompositer visade både liten krympning och låga genererade spänningar. Dessa material förväntas ge minst problem med kantförsegling och emaljfrakturer.

Referentgranskad Accepterad för publicering 2 februari 2007

Dr Anton J de Gee
Dr Cees J Kleverlaan
ACTA, Department of dental materials science, University of Amsterdam and Free University, Amsterdam, Netherlands.
Jan WV van Dijken
professor, institutionen för odontologi, Umeå universitet
E-post: jan.van.dijken@odont.umu.se

Dentala kompositer är en blandning av monomerer och oorganiska fillerpartiklar. Härdning sker genom polymerisation av monomerer till polymer. Omsättningen av dubbelbindning till enkelbindning (monomer till polymer) uttrycks genom begreppet konversionsgrad. Under idealiska förhållanden konverteras alla monomerer till polymerer. Hos dentala kompositer uppgår konversionsgraden till cirka 55–75 procent. En avsevärd mängd oreagerade monomerer finns därför kvar i den slutliga fyllningen.

Under polymerisationen sker en nettoreduktion av den totala volymen, känd som polymerisationskrympningen. Polymerisationskrympningen anses vara dentala kompositers största nackdel eftersom den kan leda till försämrad kantanslutning och emaljfraktur. Bindningen mellan monomerer i ohärdade kompositer ändras vid polymerisationen från svaga van der Waalsbindningar som innebär långa avstånd mellan monomerer, till starka kovalenta bindningar i polymernätverket som innebär korta avstånd. Faktorer som påverkar polymerisationskrympningens storlek är proportionen mellan monomerer och fillerpartiklar, monomerernas molekylvikt och uppnådd konversionsgrad.

Material- och teknikutvecklingen går i stort sett ut på att minska polymerisationskrympningen. Fabrikanter minskar ofta den totala polymerisationskrympningen hos dentala kompositmaterial genom att optimera proportionen mellan monomerer och fillerpartiklar. Det görs genom att öka filler eller tillsätta nanopartiklar alternativt nanoklusters med olika tekniker. Ett annat sätt är att manipulera sammansättningen av monomerer genom att minska antalet dubbelbindningar. I dag fokuserar de flesta undersökningar på att mäta mekaniska egenskaper eller polymerisationskrympning hos dentala kompositer.

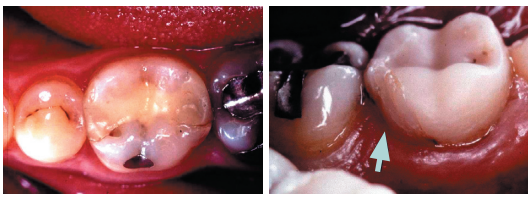
KRYMPNINGENS RIKTNING

Obundna kemiskt härdande kompositer krymper i riktning mot fyllningens centrala delar, det vill säga mot den del av fyllningen som har störst volym, medan obundna ljushärdande kompositer krymper i riktning mot härdningslampan. Vid en etablerad bindning till tanden dras ett krympande material i princip bort från de fria ytorna eller den svagaste bindningen. Den svagaste bindningen är oftast de fria obundna fyllningsytorna.

Bindningen mellan tand och komposit bör klara påfrestningar som uppstår vid polymerisationskrympning. Bindningens kvalitet är därför av avgörande klinisk betydelse och beror i sin tur bland annat på förbehandling, applikationssätt och val av bindningssystem. En bruten bindning mellan tandyta och komposit, eller en oetablerad bindning, kan leda till spaltbildning mellan tand och fyllning.

POLYMERISATIONSKRYMPNING GENERERAR SPÄNNINGAR

När vi binder en kompositfyllning med adhesiv teknik till de preparerade kavitetsväggarna fram-



Figur 1 a,b. Kliniska konsekvenser av polymerisationskrympning och genererad spänning. a) Fyllning med försämrad kantanslutning. b) Emaljfraktur (pil).

kallar materialets polymerisationskrympning under ljushärdningen ett spänningstillstånd i materialet (kontraktionsspänning) och en dragspänning på kavitetsväggarna (shrinkage stress). Dessa spänningar är troligen en av de viktigaste orsakerna till försämrad bindning mellan tand och fyllning och till kliniska följder som frakturer mellan fyllning och tand (adhesiva frakturer) som kan orsaka spaltbildning, kantmissfärgning, mikroläckage eller postoperativa besvär med eventuell sekundär karies.

Kohesiva frakturer i materialet på grund av inre spänningar kan uppstå både i kompositmaterialet och/eller i tanden. Dessa mikrosprickor i kompositmaterialet kan till exempel accelerera nötning. Storleken på spänningar i den färdighärdade fyllningen är beroende av bindningsstyrkan mellan tand och fyllning. Detta avgör om bindningen till kavitetsväggarna består eller misslyckas (figur 1a) eller om en del av tandvävnaden fraktureras (figur 1b).

Faktorer som påverkar krympningsspänningarna är bland annat kavitetsformen (som oftast beskrivs med en C-faktor) [6], kompositens sammansättning [4], kompositens konversionsgrad [13], härdningsförfarande, ljusets intensitet och våglängd [11, 12].

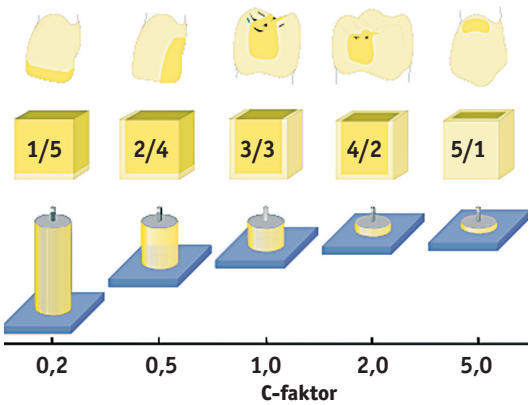
Polymerisationskrympningen påverkas av materialets tidsberoende viskoelastiska egenskaper. Långsamt initierad polymerisation (soft-start) har därför associerats med lägre kontraktionsspänningar i kombination med bibehållen konversionsgrad.

Ljushärdningslampor med högre ljusintensitet blir allt vanligare på marknaden. Högre ljusintensitet kan leda till ökad konversionsgrad och därmed förbättrade fysikaliska och mekaniska egenskaper. En hög konversionsgrad ger däremot en högre polymerisationskrympning samt ökade kontraktionsspänningar och dragspänningar i bindningsytan mellan tand och fyllning.

C-FAKTOR

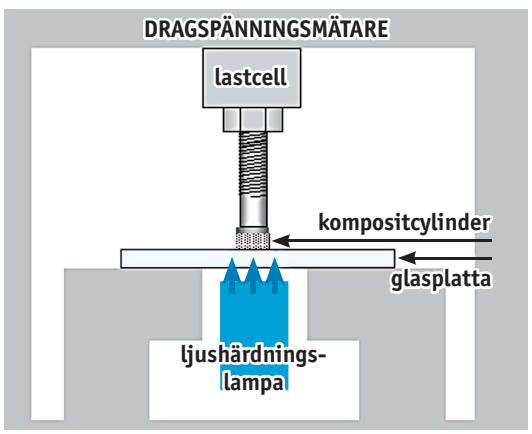
C-faktorn (configuration factor) beskriver förhållandet mellan fyllningens bundna och fria ytor [6, 8]. En hög C-faktor innebär att fyllningen har en relativt stor del av sina ytor bundna mot kavitetsväggen i förhållande till den obundna, fria delen. Detta begränsar kompositens möjlighet till volymrörelse under härdning. Hög C-faktor ökar sannolikheten för ett högre spänningstillstånd vid bindningsytan mellan tand och fyllning.

Figur 2 illustrerar en skattad C-faktor för olika kavitetstyper. I djupa klass v-fyllningar (till exempel buckal fyllning) där C-faktorn kan uppnå ett värde på 5 kan polymerisationskrympningen leda till kraftiga spänningstillstånd som bidrar till spaltbildning och därmed kliniska misslyck-



Figur 2. Fem fyllningstyper med skattad C-faktor =bundna ytor/fria, obundna ytor. Cylindrarna representerar kompositprovkroppar för mätning av spänning i en dragspänningsmätare (figur 3). Cylindrarnas ovansidor är bundna till stålskivor och bottenytorna är fixerade till en glasplatta. Mantelytan representerar den fria fyllningsytan.

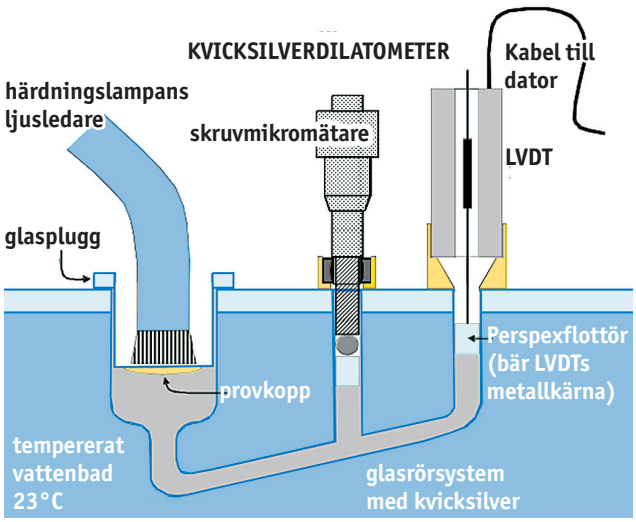
»Bindningen mellan tand och komposit bör klara påfrestningar som uppstår vid polymerisationskrympning.«



Figur 3. Schematisk illustration av dragspänningsmätare. Kompositcylindern placeras mellan glas och stålskiva. Stålskivan är kopplad till en lastcell. Kompositen ljushärdas underifrån och spänningar som uppkommer registreras kontinuerligt under 30 minuter. Kompositcylinderns C-faktor, C=2.

anden. Olika klass V-studier visar att kompositmaterial med potential att generera höga spänningstillstånd oftare ger upphov till spaltbildning mellan tand och fyllning än andra kompositmaterial [1, 7, 9].

För att minska risken för spaltbildning i kaviteter där den rigida omgivande tandsubstansen inte kan ge efter (som i klass V-kaviteter) för att lätta på dragspänningen rekommenderas att man använder kompositer som utvecklar låg krympningsspänning.



Figur 4. Kvicksilverdilatometer för mätning av krympning (volymprocent). Polymerisationskrympning resulterar i en sänkning av kvicksilvernivån i det högra glasröret. Förändringen följs av en flottör som signalerar till en LVDT-transducer (linear variable displacement transducer). Signalen registreras kontinuerligt under 30 minuter. Mellanröret med mikrometer används för kalibrering.

TABELL 1a. Polymerisationskrympning och spänningsvärde vid 30 minuter för 21 olika kompositmaterial (av 30 undersökta). Korrelation r^2=0,81.

Komposit	Fabrikat	Krympning (Vol%)	Spänning (MPa)
Grandio	VOCO	1.9 (0.2)	20.0 (1.2)
Filtek A110*	3M ESPE	2.2 (0.1)	17.4 (0.8)
Premise Dentin	Kerr	2.3 (0.1)	13.3 (0.3)
Clearfil APX	Kuraray	2.3 (0.1)	20.4 (0.9)
Filtek Z250*	3M ESPE	2.3 (0.0)	13.9 (1.0)
Quixfil	Dentsply	2.4 (0.1)	15.8 (2.9)
Filtek Supreme*	3M ESPE	2.5 (0.0)	15.1 (1.3)
Ceram-X mono	Dentsply	2.8 (0.1)	14.2 (0.6)
Glacier	SDI	2.9 (0.0)	14.3 (1.0)
Prodigy Condensable*	Kerr	3.1 (0.0)	16.1 (1.1)
Tetric Ceram*	Ivoclar Vivadent	3.2 (0.1)	12.8 (0.7)
Herculite XR*	Kerr	3.2 (0.1)	14.9 (1.0)
Spectrum TPH*	Dentsply	3.2 (0.1)	15.6 (0.7)
Ice	SDI	3.3 (0.1)	15.4 (1.2)
Charisma	Heraeus Kulzer	3.3 (0.1)	15.3 (0.9)
Point 4*	Kerr	3.4 (0.0)	11.9 (2.1)
Micro Hybrid Composite	Saremco	3.7 (0.1)	12.5 (0.7)
Heliomolar Flow*	Ivoclar Vivadent	4.2 (0.1)	8.4 (1.0)
Tetric Flow*	Ivoclar Vivadent	4.4 (0.0)	7.6 (1.3)
Revolution Formula 2*	Kerr	5.0 (0.1)	6.8 (0.7)
UltraSeal XT Plus*	Ultradent	5.6 (0.1)	3.3 (0.3)

* Komposit som rapporterats i referens 10.

För kaviteter med låg C-faktor (i storleksordning 1–2) som i MOD-, MO- eller DO-fyllningar, kan den omgivande tandsubstansen ge efter för kontraktionsspänningar. I stora kaviteter kan kusparna böjas så mycket att det kan resultera i postoperativ smärta [3], emaljsprickor/frakturer eller kuspfrakturer [2]. Eftersom relativt små dragspänningar kan böja flexibla kuspar, böjer kompositer med högt krympningsvärde kusparna mer än material med låg krympning. Därför rekommenderas kompositer med låg polymerisationskrympning i dessa fall.

POLYMERISATIONSKRYMPNING OCH GENERERADE SPÄNNINGAR

Polymerisationskrympningen av kompositer relateras ofta till fillermängden. En ökad fillermängd minskar den totala krympningen eftersom en mindre mängd monomerer är tillgängliga. En ökad fillermängd ger förutom en minskning av polymerisationskrympningen ett styvare och därmed mindre elastiskt material. Styva material antas generera högre spänningstillstånd, framför allt när de används i kaviteter där C-faktorn är hög.

I en nyligen publicerad studie undersöktes polymerisationskrympning och genererad spänning hos 17 dentala kompositer [10]. Ett starkt samband mellan krympning och krympningsstress kunde visas för 13 av kompositerna med en hög korrelationskoefficient (r^2=0,88: vid en 100-procentig korrelation är r^2=1,00).

Endast fyra av kompositmaterialen avvek och visade inget samband. Tre av dessa (Filtek Z100, Aelite Flo and Flow-It) visade signifikant högre spänning än förväntat med tanke på deras polymerisationskrympning.

En komposit (Heliomolar) visade signifikant lägre spänning än förväntat. Heliomolar visade låg polymerisationskrympning i kombination med relativt låga spänningsförhållanden. Resultatet är intressant eftersom en klinisk effekt av detta skulle kunna vara minskade emaljfrakturer, spaltbildning och postoperativa besvär.

ATT VÄLJA KOMPOSIT EFTER KAVITETSTYP

Värden för kompositens polymerisationskrympning i kombination med genererade spänningar dokumenteras sällan. Trots att de flesta fabrikanter redovisar hur mycket deras komposit krymper är dessa värden svåra att jämföra med varandra eftersom man använder olika mätmetoder.

De spänningsförhållanden som en komposit genererar redovisas däremot sällan av fabrikanterna. Syftet med studien var att undersöka polymerisationskrympning och genererade spänningar hos de kompositer som förekommer på marknaden. Resultatet ska kunna underlätta material-

valet för allmänpraktikern. Studien som refererats till [10] har därför utvidgats till att omfatta totalt 30 olika kompositer.

MÄTMETODER

De mätmetoder som används är en kvicksilverdilatometer för mätning av polymerisationskrympningen och en dragspänningsmätare för bestämning av spänningstillstånd (vid C=2) [5, 10]. Mätningarna pågick kontinuerligt under en 30-minutersperiod. En kort beskrivning av metoderna ges i figur 3 och 4.

RESULTAT OCH DISKUSSION

Figur 5 visar korrelationen mellan krympning och genererad spänning för samtliga material. I tabell 1a visas de 21 kompositmaterial som uppvisar starkt korrelationssamband (r^2=0,81) mellan krympning och spänning, medan tabell 1b visar de nio kompositer som avviker mest från korrelationslinjen.

De kompositer som återfinns under korrelationslinjen har relativt gynnsam polymerisationskrympnings- och/eller spänningsnivå jämfört med de material som ligger nära eller över linjen. Utöver Heliomolar observerades ytterligare fem kompositer som uppvisade låg polymerisationskrympning och/eller låg spänning. Kompositerna ELS och Heliomolar visade de lägsta värdena för båda egenskaperna medan Tetric Evo Ceram, Gradia Direct och In Ten-S visade låg krympning men något högre spänningsnivå. Polymerisationskrympning och genererad spänning ska givetvis vägas mot andra mekaniska/fysikaliska och kliniska egenskaper i det slutliga materialvalet av dental komposit.

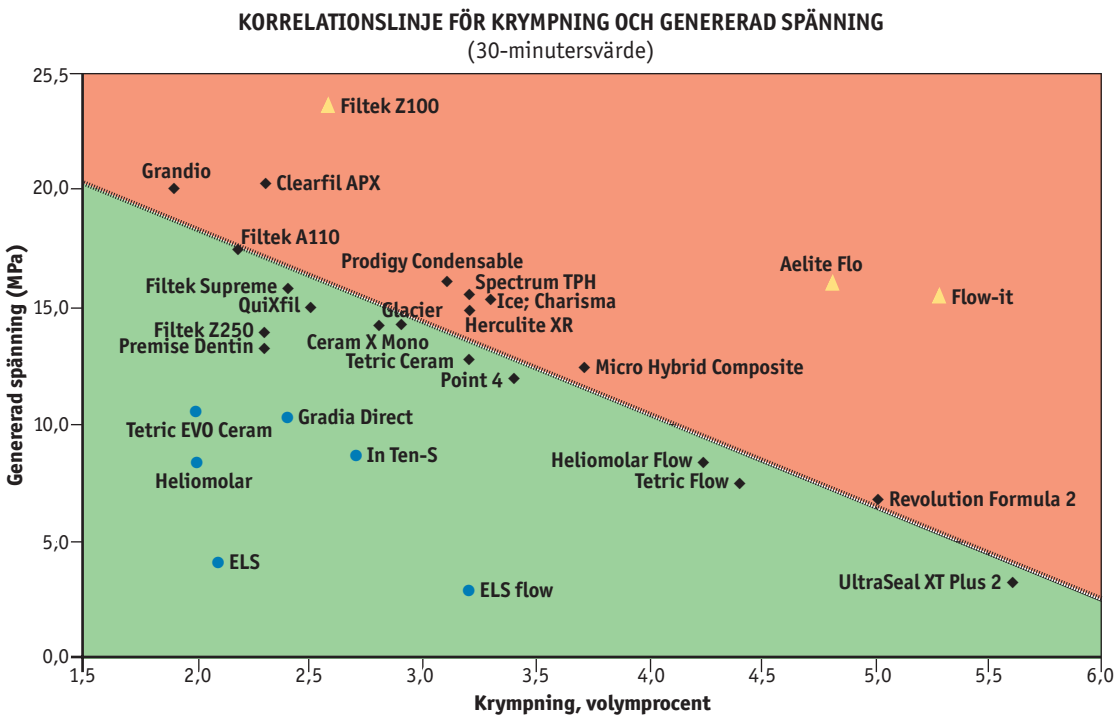
KONKLUSION

Av 30 studerade kompositer följde 21 mönstret att låg polymerisationskrympning följs av en hög genererad spänning, och tvärt om. Kompositer som skapar relativt låga spänningar är

TABELL 1b. Polymerisationskrympning och spänningsvärden vid 30 minuter för de 9 kompositmaterial (av 30 undersökta) som avvek från korrelationslinjen i figur 5.

Komposit	Fabrikant	Krympning (Vol%)	Spänning (MPa)
Heliomolar*	Ivoclar Vivadent	2.0 (0.1)	8.4 (0.8)
Tetric Evo Ceram	Ivoclar Vivadent	2.0 (0.1)	10.6 (0.2)
ELS	Saremco	2.1 (0.1)	4.2 (0.9)
Gradia Direct	GC	2.4 (0.0)	10.4 (0.9)
Filtek Z100*	3M ESPE	2.6 (0.1)	23.5 (0.4)
In Ten-S	Ivoclar Vivadent	2.7 (0.1)	8.8 (1.0)
ELS Flow	Saremco	3.2 (0.1)	3.0 (0.2)
Aelite Flo*	Bisco	4.8 (0.1)	16.0 (1.2)
Flow-it*	Jeneric/Pentron	5.3 (0.1)	15.4 (0.8)

* Komposit som rapporterats i referens 10.



Figur 5. Korrelation mellan polymerisationskrympning och genererad spänning (krympningsstress). Tjugoen kompositer (◆) visar starkt samband (r^2=0,81), vilket innebär att låg polymerisationskrympning sammanfaller med hög spänning och tvärt om. Nio material avviker från korrelationslinjen (◆ ▲). Kompositer som hamnar långt under korrelationslinjen (●) har relativt gynnsam polymerisationskrympning eller spänningsnivå jämfört med kompositer som hamnar nära eller långt ovanför korrelationslinjen (▲).

att föredra i klass V-kaviteter med hög C-faktor. Kompositer med låg polymerisationskrympning är lämpade i klass II-kaviteter med flexibla kavitetsväggar. Kompositer med både låg polymerisationskrympning och låg spänning förväntas fungera bäst i kliniskt bruk när det gäller kantanslutning och emaljfrakturer.

ENGLISH SUMMARY

The importance of low shrinkage and low stress generating composites during curing

Anton J de Gee, Cees J Kleverlaan, Jan WV van Dijken

Tandläkartidningen 2007; 99 (3): sid 40–4

During the curing shrinkage of adhesively bonded resin composites tensile stresses develop, which are exerted back onto the cavity walls. The extent of the stress determines whether or not the bonding will fail or whether part of the tooth structure will fracture. Unfortunately, shrinkage stress values are not available for the general practitioner. Recommendations are therefore made for the use of low shrinkage and/or low shrinkage stress resin composites for different cavity types. In the current study, thirty resin composites were evaluated for shrinkage and shrinkage stress. The majority of the composites complied with the hypothesis that a low shrinkage is accompanied with a high shrinkage stress and visa-versa. Some composite materials showed both a low shrinkage and a low shrinkage stress and are thus proposed to give the least problems with respect to marginal seal and enamel fracture.

REFERENSER

1. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. J Dent 2004; 32: 407–12.
2. Causton BE, Miller B, Sefton J. The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. Br Dent J 1985; 159: 397–400.
3. Christensen GJ. Curing restorative resin. A significant controversy. J Am Dent Assoc 2000; 131: 1067–9.
4. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. J Am Dent Assoc 2000; 131: 497–503.
5. De Gee AJ, Davidson CL, Smith A. A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. J Dent 1981; 9: 36–42.
6. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 1987; 66: 1636–9.
7. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. Am J Dent 2003; 16: 239–43.
8. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater 2005; 21: 36–42.
9. Ferrari M, Yamamoto K, Vichi A, Finger WJ. Clinical and laboratory evaluation of adhesive restorative systems. Am J Dent 1994; 7: 217–9.
10. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dent Mater 2005; 21: 1150–7.
11. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. Dent Mater 2002; 18: 436–44.
12. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. Dent Mater 2004; 20: 402–7.
13. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. Dent Mater 2005; 21: 56–67.

Vetenskap fritt på nätet

www.tandlakartidningen.se

TANDLÄKAR TIDNINGEN

newmarket.se

Handplockat sortiment

Förutom service erbjuder vi marknaden produkter som motsvarar dagens och morgondagens behov. Vårt sortiment omfattar inredning, stolar, units, röntgen, belysning, sterilutrustningar, kompressor/sug samt instrument och tillbehör. Idag är vi generalagenter för Instrumentarium, Heka Dental, Bambach, Steelco och Euronda samt återförsäljare för Climo, Jun Air, Faro, Belmont, NSK, W&H, Bien Air m fl.

Endast det bästa är gott nog.

Euronda E9 Inspection

B-klass-autoklav för alla typer av gods. Processövervakningen utvärderar kontinuerligt cykelstatus, säkerhet, underhåll och programfunktioner. Stor tydlig display visar hela förloppet och indikerar eventuella avvikelser. Rostfri kammare 18 eller 24 liter.

Pris: Från 44 900 kr inkl. skrivare exkl. moms.

Leasing 60 månader: 793 kr/mån.

EURONDA

För mer information 0155 - 521 66, www.dentalservice.se

Svensk dentalservice

SS-EN ISO 9001 Kvalitet Svensk Dentalservice · SS-EN ISO 14001 Miljö Svensk Dentalservice

Svensk Dentalservice är en rikstäckande samarbetsorganisation, bestående av ledande regionala dentalserviceföretag. Vi finns i Visby, Hässleholm, Bromölla, Västervik, Göteborg, Nyköping, Stockholm, Uppsala, Kvicksund, Örebro och Vännäs. Generalagenter för: Euronda, Instrumentarium, Heka Dental, Bambach, Steelco. Återförsäljare för: Climo, Jun Air, Faro, Belmont, NSK, W&H, Bien Air m.fl.