

---

# Helkeramiska broar

PER VULT VON STEYERN

Önskan att kunna framställa tandersättningar helt utan metallunderstöd har länge drivit utvecklingen av helkeramiska broar. Redan 1965 presenterades en metod för framställning av 3-ledsbroar i fältspatsporlin med understöd av aluminiumoxidprofiler. Problem med materialfrakturer i kombination med att metallkeramiken infördes under samma period gjorde emellertid att tekniken aldrig kom att användas i någon egentlig mening.

På 1990-talet lanserades flera nya materialsystem för användning till helkeramiska broar. Glasinfiltrerad aluminiumoxid, tätsintrad aluminiumoxid och glaskeramik baserad på litium disilikat var några av de tidigaste. Vid en litteraturgenomgång kan man dock konstatera att det finns väldigt få kliniska studier dokumenterade med de här materialen och att några av systemen sannolikt aldrig kom så långt som till kliniska studier – i vart fall inga publicerade. I de få kliniska studier som finns redovisas broöverlevnader på mellan 50% och 100% beroende på vilket materialsystem som använts. Storleken på broarna är mellan 2-5 led, men studier av broar upp till och med 10 led pågår. Uppföljningstiderna varierar från några få månader till 11 år i en studie vilket gör att man får vara försiktig när man jämför och drar slutsatser utifrån de redovisade studierna (1-3).

De material som helt dominerar idag är yttriumstabiliserade, tätsintrade zirkoniumdioxid (Y-TZP). Visserligen finns aluminiumoxid och glaskerambaserade materialsystem kvar på marknaden, men användningsområdena för dessa torde vara begränsade jämfört med de betydligt starkare Y-TZP-systemen. Gemensamt för de flesta systemen är att de bygger på principen att an-

**Tabell 1. Materialöversikt med några viktiga materialegenskaper (angivna värden avser gruppen)**

Materialgrupp	Exempel på fabrikat	Ungefärlig böjhållfasthet (MPa)	Ungefärlig brottseghet (MPa × m <sup>1/2</sup> )	Ungefärlig E-modul (GPa)
Porslin (ytkeramer)	Nobel Rondo Alumina IPS e.max Ceram Triceram GC Initial Zr	70-120	0,5-1,0	60
Glaskeramer	IPS. e.max Press	400		
Aluminiumoxid baserade system	In-Ceram Alumina	350-700	3-6	390
	Procera Alumina			
	Procera Zirconia			
Yttriumstabiliserad zirkoniumdioxid (Y-TZP)	In-Ceram Zirconia*			
	IPS e.max Zir-CAD	900		
	LAVA		9	200
	Cercon			
	DC-Zirkon**	1200**		
	Denzir**			

\* Glasinfiltrerad *Zirconia Toughened Alumina* (ZTA),

\*\* Het-isostatpressad (HIP) Y-TZP.

Porslin (ytkeram)

Kärnkeram (skelett)

vända en höghållfast keram som innerkonstruktion med ett porslin som ytmaterial för estetikens skull. Det är samma grundprincip som metallkeramik bygger på, men med den skillnaden att innerkonstruktionen är utförd i ett höghållfast keramiskt material istället för av metall (1).

När man jämför tidigare generationers helkeramiska broar med dagens Y-TZP-baserade finner man att hållfastheten förbättrats avsevärt och att de problem man tidigare hade med brofrakturer i princip helt har försvunnit. Den absolut dominerande

**Tabell 2. Broöverlevnad och chip-offfrakturer, studier baserade på oxidkeramer**

Författare	Material (antal broar)	Broöverlevnad i % (uppföljningstid)	Chip-off frakturer
Pröbster	In-Ceram Alumina (15)	87 (2-35 månader)*	–
Sörensen et al	In-Ceram Alumina (61)	89 (3 år)*	–
Vult von Steyern et al	In-Ceram Alumina (20)	90 (5 år)*	–
Olsson et al	In-Ceram Alumina (42)	88 (6 år)*	–
Chiche & Raigrodski	Lava (20)	100 (18 månader)	20%
Vult von Steyern et al	DC-Zirkon (20)	100 (3 år)	15%

\* Frakturerade broar uppvisade *connector*-frakturer (frakturer i övergången mellan de olika leden).

- Glasinfiltrerad aluminiumoxid
- Y-TZP

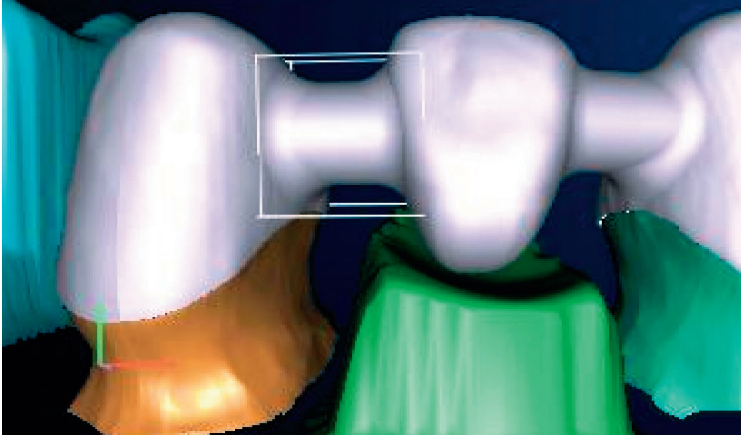
orsaken till komplikationer med broar framställda av glaskeramer och glasinfiltrerad aluminiumoxid var så kallade *connector*-frakturer, det vill säga brobalksfrakturer i övergången mellan de olika leden. Denna typ av komplikationer ser man knappt alls med Y-TZP broar. Man bör dock komma ihåg att tillgängliga studier bygger på relativt korta observationstider (< 5 år) (2, 3).

Även om det ser lovande ut för Y-TZP systemen i stort kvarstår problem att lösa. I flera studier har man rapporterat om upp till 20% *chip-off* frakturer, det vill säga ytliga porslinskiktfrakturer. Dessa frakturer innebär sällan att rekonstruktionen måste göras om, men utgör trots det ett bekymmer. En yttlig porslinsfraktur behöver inte vara något större problem om det bara är det yttersta glasskiktet som chippat av med en lätt polerbar ytråhet som följd. Om det å andra sidan handlar om en fraktur som påverkar den funktionella anatomin, som till exempel en randvulstfraktur, en fraktur med förlust av antagonistkontakt, eller om defekten

stör estetiskt; då kan det bli fråga om att bron behöver göras om med allt vad det innebär i form av kostnader och obehag för patienten.

Bindningen mellan kärna och porslin förefaller inte vara orsaken till *chip-off* frakturerna utan snarare att porslinet varit otillräckligt understött eller inte varit tillräckligt starkt i sig själv. Otillräckligt understöd kan ha berott på att man använt sig av CAD/CAM-teknik för framställning av kärnan. Eftersom tidigare generationers CAD-teknik inte arbetade med motbitningen när kärnans form skulle bestämmas, styrdes formen mer av preparationens utseende än av höjden till antagonisten. En orsak till *chip-off* frakturerna kan ha varit att kärnan blivit för låg relativt höjden till antagonisten. Om det kompenseras för detta genom att ytporslinet gjorts för tjockt ökar risken för porslinsfrakturer. En annan tänkbar orsak ligger i själva styrkan hos ytporslinet. De tidiga porslinerna som användes på Y-TZP kärnor, var relativt lågbrända, likt titanporslin, vilket i allmänhet betyder att de inte är lika starka som de porsliner som bränns på högre temperaturer (1, 4). För att möta detta problem har nya, starkare porsliner utvecklats. Vidare kan man i moderna CAD-miljöer nu även läsa in motbitningen och designa broskelleten med få formbegränsningar, vilket sannolikt löser problemet med porslinsunderstödet. Om det samtidigt löser problemet med *chip-off* frakturerna, återstår emellertid att se i kliniska studier.

Gemensamt för helkeramiska broar är de materialegenskaper som kännetecknar alla dentala keramer varav sprödhet är en av de viktigaste. Om man böjer en keramisk komponent mer än 0,1% så uppstår ett sprödbrott. Till skillnad från metallerna, där glidningar kan ske mellan atomplanen när en konstruktion belastas över sin lastbärande kapacitet, medför en överbelastning av en keram i princip alltid att den bryts av utan någon nämnvärd föregående plastisk deformation. Det är därför viktigt att dimensionera helkeramiska broar så att de blir styva. Sprödhet är emellertid inte detsamma som svaghet. Tvärtom är keramernas atombindningar exceptionellt starka jämfört med metallernas vilket



**Figur 1.** Exempel på CAD-miljö för brodesign utan inlagd motbitning. Genom att lägga in motbitningen kan man bedöma den totala tillgängliga höjden för konstruktionen och anpassa porslinsunderstödet så att man får ett jämntjockt, välunderstött porslin (inramningen markerar **connectorn**).

bland annat bidrar till att ge keramerna sina stabila och biokompatibla egenskaper (1).

När man belastar en keramisk komponent sker inte samma lastfördelning i komponentens hela utsträckning som i motsvarande situation i en metall. Eftersom atombindningarna är starka och sammanhållande sker istället en spänningskoncentration kring defekter i materialet. Det förhåller sig med keramer på samma sätt som när man skall riva av ett pappersark vilket kan vara svårt innan man skapat en liten reva i arkets ena kant. När man fortsätter riva, koncentreras all tillförd kraft till revans botten; revan fungerar som en brottanvisning och då minskar den kraft som åtgår för att riva av papperet. På samma sätt är keramerna som starkast när de är defektfria. Defekter fungerar som brottanvisningar på samma sätt som revan i arket. När man belastar keramen sker en spänningskoncentration framför defektens spets och när belastningen blir tillräckligt stor startar en spricktillväxt, *slow crack growth*. När sprickan sedan vuxit sig så stor att den kvarvarande intakta delen av keramen inte längre klarar av att bära den pålagda lasten sker

ett fatalt materialbrott. Närvaro av vatten (saliv) ökar hastigheten för denna spricktillväxt (1, 5). För att undvika frakturer bör man därför ta hänsyn till följande:

- Dimensionera bron så att den är styv för att undvika att brobalken böjs vid belastning.
- Undvik att skapa ytdefekter i materialet vid bearbetning, till exempel vid ocklusionsinslipning. Använd fina diamanter (VF-grit) och high-speed med riklig vattenkyllning. Återställ ytan genom noggrann polering vilket ofta är bättre än ytterligare glansbränning. Slipa *inte* på *connectorn*, särskilt inte på den gingivala sidan.
- Välj ett material med stor brottseghet, det vill säga som har någon form av inbyggd sprickhämmande mekanism. Y-TZP är exempel på en materialgrupp som har sådana egenskaper.
- Utforma bron så att spänningskoncentrationer undviks.

God estetik anges ofta som en av anledningarna till att välja helkeramiska material framför metaller. De estetiska förutsättningarna är emellertid olika mellan olika helkeramiska material. Dels har materialen som används för innerkonstruktionerna olika optiska egenskaper i sig själva och dels spelar framställningstekniken roll för dessa egenskaper. Generellt kan man säga att glaskeramerna ger bäst estetiska möjligheter medan oxidkeramerna begränsar dessa möjligheter något. Packnings- och sinteringsgraden skiljer sig även mellan annars snarlika oxidkeramer vilket påverkar materialens translucens. Oavsett hur mycket packningsgraden påverkar, kommer en oxidkeram alltid att till viss del blockera ljusspelet mellan tand och rekonstruktion vilket gör att preparationsgränserna i allmänhet bör placeras där de inte syns om estetiken är särskilt viktig. Glaskeramer kan däremot med fördel utformas med supragingivala preparationsgränser utan att estetiken går förlorad. Trots detta gör indikationsområdena för oxidkeramer, framför allt Y-TZP-baserade, att de täcker de flesta behov som går att tillfredställa med helkeramiska broar.

## Rekommendationer för utformning av Y-TZP baserade helkeramiska broar

### **Brostöd/ankare**

Om stötdänderna i en brokonstruktion har olika inbördes mobilitet kommer bron att utsättas för stora spänningskoncentrationer när den belastas. Dessa spänningar uppstår framför allt i *connector*-områdena. Stötdänder med olika mobilitet svarar olika på belastning med följd att tänder med större bärande rotyta tar en större del av lasten jämfört med tänder med mindre rotyta. I ogynnsamma fall kan det innebära att exempelvis en treledsbro som är förankrad med en hörntand med gott benstöd i ena änden och med en mobil premolar i den andra, biomekaniskt kan komma att uppföra sig som en bro med endast ett stöd. Vid belastning distalt på bron utsätts förutom hörntandens parodontium, även bron för omfattande belastning som tenderar att böja brobalken i *connector*-områdena där den är som smalast (1). Man bör därför undvika att utföra helkeramiska broar i fall med mobila stötdänder.

Även kraftigt tippade tänder har diskuterats som orsak till höga spänningskoncentrationer och föreslagits som en exkluderande faktor för helkeramiska broar.

Beträffande implantat som stöd råder ett omvänt förhållande. Eftersom implantaten är förankrade relativt styvt i benet, förefaller dessa vara bra fundament för helkeramiska broar om man bara ser till risken för *connector*-frakturer. Man skall emellertid vara medveten om att risken för ytporslinfrakturer generellt sett är större för implantatburna rekonstruktioner jämfört med tandburna vilket även gäller helkeramiska broar. Framförallt beträffande Y-TZP broar är det därför viktigt att välja ett starkt ytporslin i kombination med kärnmaterialet om man planerar att använda implantat som stöd (1, 6).

## Preparationen

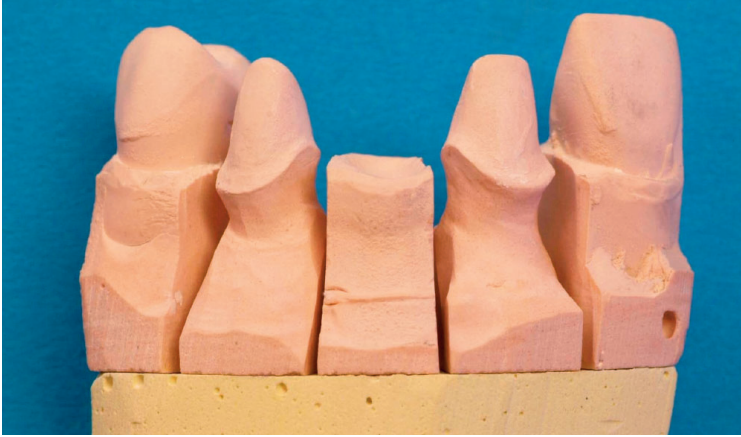
Preparationen bör vara av skulder- eller chamfertyp. Mycket talar för att en skulderpreparation med lätt avrundad pulpo-axial innervinkel ger ett bättre understöd och bidrar till bättre brohållfasthet jämfört med motsvarande chamferpreparation. Det är emellertid inte alltid en skuldra lämpar sig om bron skall framställas med hjälp av CAD/CAM-teknik. Vissa mekaniska skannertyper kan inte läsa av skuldrans innervinkel. I sådana fall rekommenderas istället en djup  $120^\circ$ s chamferpreparation (1, 4).

Den cervikala avverkningsgraden bör vara 0,8-1,5 mm. Även om det är tekniskt möjligt att utforma cervikala delen av kärnan så tunn att den passar för en slicepreparation, finns det inget materialtekniskt som försvarar en sådan utformning. Anledningen till detta är att den cervikala ringen bör vara väldimensionerad för retentionen och hållfasthetens skull och för att det trots allt rör sig om ett helkeramiskt material med helkeramernas materialegenskaper. Preparationens konvergensvinkel bör vara  $10-20^\circ$  för retentionens skull, alla preparationsvinklar väl avrunda och ocklusalytorna flacka utan uttalad omvänd takåsform.

## Connectorns utformning

Det finns ingen konsensus om vilka *connector*-dimensioner som skall användas för helkeramiska broar. Dels skiljer det sig avseende vad olika fabrikanter rekommenderar för sina respektive material, dels mellan vad olika forskargrupper använt i sina studier. Generellt bör man välja att dimensionera symmetriskt, det vill säga med samma dimension i såväl vertikalled som horisontalled. Att förutsätta att konstruktionen kommer att belastas axiellt och därför endast dimensionera i en belastningsriktning torde vara riskabelt eftersom man aldrig vet vilken som är huvudspänningsriktningen i ett enskilt fall. Studier har visat att huvudspänningsriktningen ofta är orienterad närmare horisontalplanet än vertikalplanet. Möjligen kan man göra avsteg från regeln att dimen-





**Figur 2.** Chamferpreparation med cirka 15°s konvergensvinkel.

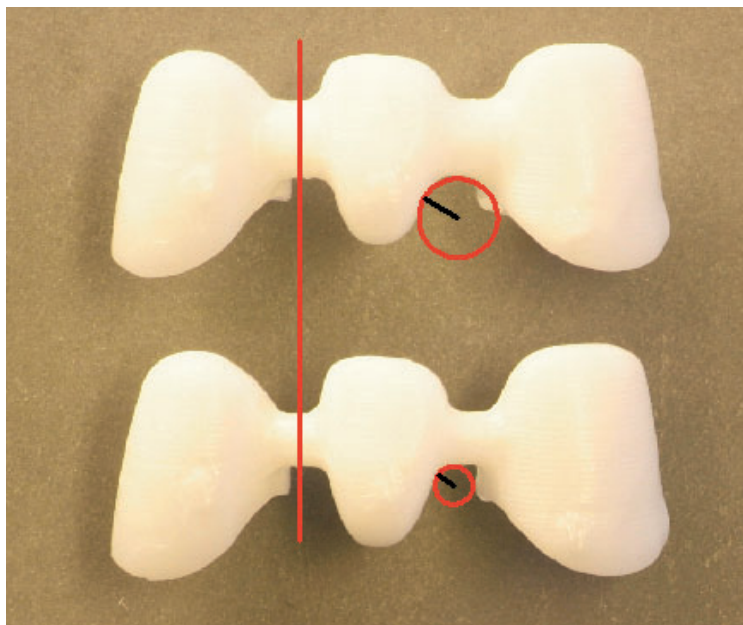
sionera symmetriskt av utrymmesskäl i fronten eftersom krafterna där är relativt låga jämfört med bakom hörntänderna.

Utöver dimensionering är det viktigt att utforma *connectorns* gingivala kurvatur med så stor radie som möjligt. Genom att öka denna radie kan man öka brons lastbärande kapacitet. Detta har även beskrivits som att man utformar brons gingivala kurvatur med U-form snarare än med V-form för att undvika spänningskoncentrationer i *connectorn* (5).

Författarens rekommendationer för *connector*-utformningen baserade på både laborierstudier och kliniska studier är att *connectorn* bör ges följande dimensioner: 3 × 2 mm anteriort, 3 × 3 mm i hörntands- och i premolarområdet och 4 × 4 mm i molarområdet eller vid brospann längre än en tandbredd. Vidare bör den gingivala radien vara minst 0,6 mm, men helst 0,9 mm eller större, särskilt i molarpartiet.

### **Porslinsunderstöd**

Broskeletten bör utformas som en miniatyr av den färdiga bron med plats för ett jämntjockt porslinslager om cirka en millimeter



**Figur 3.** Två broar med olika **connector**-dimensioner (markerat med linje i planet) samt olika radier på den gingivala kurvaturen (markerad med cirklar och radier. Broarna är i övrigt identiska.

för att undvika de tidigare beskrivna *chip-off* frakturerna. Broarna kan även utformas ställvis utan ytporslin, särskilt där belastningen är stor eller där dimensioneringen av innerkonstruktionen begränsas av platsbrist, alternativt om *connector*-dimensionen inskränker på de approximala spolrummen. En blankpolerad Y-TZP-yta utgör inte någon risk för ökat antagonistslitage varför man även kan utforma ocklusalytan helt utan porslin (1).

### Kronhättorna

Hättorna (stöden) utgör också en del av den bärande konstruktionen och får inte vara för tunna, särskilt inte där *connectorn* ansluter till hättan. En generell minimitjocklek om 0,7 mm och

1 mm närmast *connectorn* är rekommenderad utöver att utformningen skall ge det tidigare beskrivna porslinsunderstödet. Hättor utformade som „minikronor“ med avrundade former rekommenderas (1).

### **Provning**

Tandläkare rekommenderas att kontrollera innerkonstruktionens dimensioner och passform på modell innan porslinsbränning, alternativt att bron beställs fullt färdig. Innerkonstruktion och råbrända broar skall inte provas i salivmiljö eftersom salivrester i materialet kan påverka broarnas hållfasthet negativt om det finns med vid porslins- eller glansbränning (1).

### **Cementering**

Temporär cementering skall generellt undvikas vid behandling med keramer. Dels för att undvika att ersättningen lossnar mellan besöken och dels för att man absolut inte skall knacka loss en helkeramisk konstruktion vilket oftast behövs om bron cementerats temporärt. Om bron lossnar riskerar man att den belastas fel när patienten tuggar på den och om den sitter så hårt att man behöver knacka loss den, så riskerar man att skapa brottanvisande defekter i materialet som senare kan leda till brofraktur. Därför rekommenderas definitiv cementering med fosfatmonomerbaserat dualhärdande resincement direkt vid utlämning. Oxidkeramer kan även cementeras med zinkfosfatcement, glasjonomercement, resinförstärkta glasjonomercement och resincement eftersom hållfastheten ligger i kärnmaterialet snarare än erhålls genom cementeringstekniken, vilket annars är fallet med glaskeramer och porslin (1, 4).

Behandlingens estetiska resultat påverkas av cementvalet. För att kunna utnyttja den potential som finns i helkeramiska material bör man välja helt translucenta cement framför pigmenterade eller opaka. Även om många cement erbjuder möjligheten att

justera rekonstruktionens färg genom att använda pigmenterade cement skall man vara medveten om att dessa delvis blockerar ljusgenomsläppet och därmed dämpar den naturliga translucens som materialet har. Vidare accentuerar pigmenterade och opaka cement preparationsgränsen. Spalter, över- eller underskott och ofullständigt härdat cement missfärgas relativt snabbt vilket kan dra ner rekonstruktionens utseende. Genomhärdat cement utan spalter motstår däremot i allmänhet missfärgning bra. Bäst resultat fås om cementet hanteras på ett materialtekniskt optimalt sätt för att därmed undvika att cementytan som exponeras i preparationsgränsen missfärgas.

När man diskuterar helkeramer, är det svårt att inte komma in på passform. Äldre keramer, de så kallade jacketkronorna, var kända för att ha dålig marginal anslutning. Det samma gällde för tidiga CAD/CAM-framställda, *chair-side* tillverkade porslinsinlägg som sades „bada i cement“ eftersom passformen var så dålig. Dagens CAD/CAM-system är emellertid så precisa att det nu går att få fram helkeramiska kronor och broar med utmärkt passform (7).

## Sammanfattning

Helkeramiska material är acceptabla för broar upp till 5-led. Vid behandling med helkeramiska broar bör Y-TZP baserade material väljas i första hand. Stor vikt bör läggas vid att utforma konstruktionerna så att spänningkoncentrationer undviks och så att porslinet blir jämntjockt och välunderstött, särskilt vid implanteratunderstöd. Stödtänder med olika mobilitet och tippade stödtänder bör undvikas, temporär cementering likaså.

### REFERENSER

- 1 Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-baser ceramic systems. Swed Dent J Suppl. 2005; (173): 1-69.

- 2 Sorensen JA, Kang S-K, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: Three-year clinical trial results. *CDA Journal* 1998; 26: 207-14.
- 3 Pröbster L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 259-63.
- 4 Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehab* 2006. In press.
- 5 Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 536-42.
- 6 Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two-to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006. In press.
- 7 Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 753-8.

På grund av redaktionella skäl är inte litteraturlistan fullständig. Önskas fler referenser, så går det bra att vända sig till författaren:

Per Vult von Steyern, Odont dr/DDS  
Odontologiska fakulteten  
SE-205 06 Malmö  
Sverige  
per.vult@od.mah.se

---

---