
Suturmateriale

KLINISK OVERSIKT

AYYAD ZARTASHT KHAN

ayykha@ous-hf.no

Avdeling for plastikk- og rekonstruktiv kirurgi

Oslo universitetssykehus

og

Avdeling for medisinsk biokjemi

Oslo universitetssykehus

Forfatterbidrag: idé, utarbeiding av manuset og godkjenning av innsendte versjon.

Ayyad Zartasht Khan er ph.d. og lege.

Forfatteren har fylt ut ICMJE-skjemaet og oppgir ingen interessekonflikter.

KIM ALEXANDER TØNSETH

Avdeling for plastikk- og rekonstruktiv kirurgi

Oslo universitetssykehus

og

Institutt for klinisk medisin

Universitetet i Oslo

Forfatterbidrag: revisjon av manuset og godkjenning av innsendte versjon.

Kim Alexander Tønseth er spesialist i plastikkirurgi, klinikkjef og professor.

Forfatteren har fylt ut ICMJE-skjemaet og oppgir ingen interessekonflikter.

AMELIA KOIDL

Seksjon for plastikkirurgi

Sykehuset Telemark, Skien

Forfatterbidrag: revisjon av manuset og godkjenning av innsendte versjon.

Amelia Koidl er lege i spesialisering i plastikkirurgi.

Forfatteren har fylt ut ICMJE-skjemaet og oppgir ingen interessekonflikter.

TOR PAASKE UTHEIM

Avdeling for plastikk- og rekonstruktiv kirurgi

Oslo universitetssykehus

og

Avdeling kjeve- og ansiktskirurgi

Oslo universitetssykehus

og

Øyeavdelingen

Drammen sykehus

og

Avdeling for medisinsk biokjemi

Oslo universitetssykehus

Forfatterbidrag: idé, revisjon av manuset og godkjenning av innsendte versjon.

Tor Paaske Utheim er spesialist i øyesykdommer, forsknings- og innovasjonsleder og professor.

Forfatteren har fylt ut ICMJE-skjemaet og oppgir ingen interessekonflikter.

Suturmateriale er av avgjørende betydning for de fleste kirurgiske inngrep, og kunnskap om disse er nyttig for enhver lege. I denne kliniske oversikten gis en innføring i de vanligste suturmateriale og deres egenskaper.

Avslutningsvis presenteres nye trender innen suturteknologi.

Suturmateriale har vært brukt til kirurgiske inngrep i flere tusen år (1). Med tiden har både materiale og deres bruk endret seg (2). Der man tidligere brukte nåler laget av knokler og suturtråder laget av silke, sener og hår (3), bruker vi i dag stort sett nåler av metall og tråder laget av syntetiske materiale. Formålet forblir imidlertid det samme: å sy eller ligere vev.

Selv om dagens utvalg av suturtråder er stort (4), er det umulig å finne den perfekte suturtråden, det vil si en tråd som er resorberbar, lett å håndtere, som kan brukes på alle vevstyper, har god mekanisk styrke, har en akseptabel pris, gir en sikker kirurgisk knute, er ikke-karsinogen og som hindrer infeksjon, inflammasjon (inkludert granulomdannelse) og allergisk reaksjon. Selv om en slik perfekt suturtråd ikke eksisterer, kan kunnskap om suturtrådenes egenskaper gjøre det enklere å velge en egnet suturtråd. Med denne kliniske oversikten ønsker vi å gi en innføring i de forskjellige egenskapene ved vanlige brukte suturmateriale. Artikkelen er basert på et skjønnsmessig

litteraturutvalg og forfatterens egne kliniske erfaringer. Basalkirurgiske prinsipper og instrumenthåndtering er beskrevet tidligere og utelates fra denne oversikten (5).

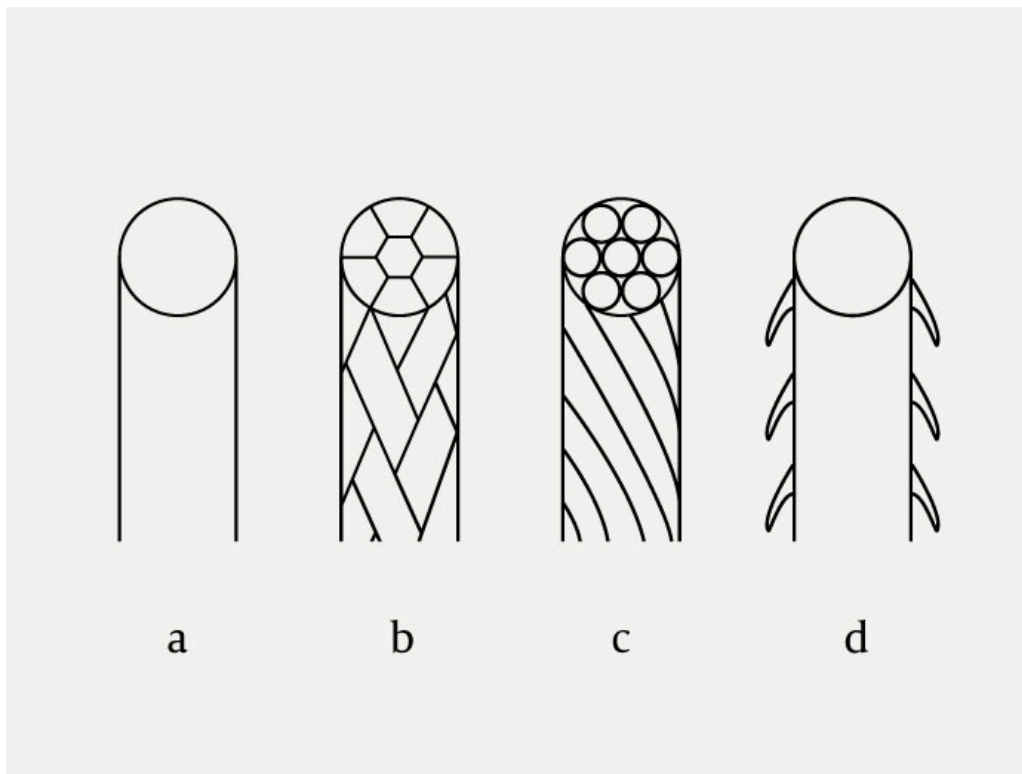
Resorberbarhet

Resorberbarhet, trådykkelse og om tråden er laget av en eller flere filamenter er noen av suturtrådenes mest sentrale egenskaper. Soturtråder inndeles i fire hovedgrupper basert på om de er resorberbare eller ikke og om tråden er monofilament eller polyfilament.

Soturtråder defineres som resorberbare dersom de mister 50 % av sin styrke innen 60 dager (4). Uresorberbare tråder beholder minst 50 % av sin styrke i mer enn 60 dager (4). Syntetiske tråder brytes ned gjennom hydrolyse, og tråder fremstilt av naturlige materialer (for eksempel silke eller animalske tarmer) gjennomgår proteolytisk nedbrytning (6). Uresorberbare suturtråder må vanligvis fjernes når de brukes i hud. Når de skal fjernes, avhenger av sårets anatomiske lokasjon, forventet tilhelingsstid og hvor godt man har fått lukket defekten subkutant. Generelt anbefales fjerning av suturer etter fem dager i ansikt, etter syv dager i overekstremiteter, fremre del av torso og hodebunn, etter ti dager på underekstremiteter og etter 10–14 dager dersom suturene er på rygg, håndflate, fingre eller fotsåler (7).

Antall filamenter

Monofilamenttråder består av ett filament (6). Polyfilamenttråder består av flere filamenter som enten er tvunnet (*twisted*) eller flettet (*braided*) sammen (6). Polyfilamenttråder har generelt bedre trådstyrke og knutestyrke enn monofilamenttråder av samme materiale, men er assosiert med høyere infeksjonsrisiko, da de gir noe mer egnede fysiske forhold for kolonisering av mikroorganismer (6). Monofilamenttråder gir mindre vevsfriksjon (dras glatt gjennom vevet) sammenliknet med polyfilamenttråder, men har en tendens til å kveile seg tilbake til slik de var innpakket (hukommelse), noe som kan gjøre trådhåndteringen underveis i sutureringen vanskeligere (6). Dette kan etter vår erfaring bedres ved at man strekker på tråden etter at man har tatt den ut av pakningen og før bruk. Noen monofilamenttråder kan ha små haker som fester seg i vevet, slik at det ikke er nødvendig å sikre suturen med knute (8). Disse suturene er spesielt nyttige ved endoskopiske prosedyrer og lange sår linjer (9). En annen fordel med disse suturtrådene er bedre fordeling av tensjonen langs suturen (9). De nevnte trådtypepene er illustrert i figur 1.



Figur 1 Illustrasjon av forskjellene mellom monofilamenttråd (a), flettet (*braided*) polyfilamenttråd (b), tvunnet (*twisted*) polyfilamenttråd (c) og knytefri monofilamenttråd med haker (d).

Andre egenskaper ved suturtråden

I tillegg til de ovenfornevnte egenskapene er det også andre faktorer som kan påvirke valg av suturmateriale, slik som elastisitet, styrke og hvor godt tråden holder den kirurgiske knuten (knutestyrke) (4). Når tråden dras gjennom vevet, virker også materialets friksjon inn på hvor stor skade som påføres omkringliggende vev. Vevsreaksjonen som utløses, kan også variere mellom de ulike materialene (4). Fargen på suturtråden kan øke trådens synlighet og dermed lette operatørens arbeid. Suturmaterialeers forskjellige egenskaper er oppsummert i ramme 1 (4, 9, 10).

Ramme 1 Suturtrådens egenskaper.

Friksjon

Hvor mye friksjon har tråden når den dras gjennom vevet? Høyere friksjon er assosiert med større lokal vevsskade. Monofilamenttråder har mindre vevsfriksjon enn polyfilamenttråder (9).

Styrke

Trådens styrke defineres av energien som trengs for å rive i stykker tråden (10). Styrken er som regel proporsjonal med tråddiameteren.

Knutestyrke

Styrken på den kirurgiske knuten er, i tillegg til om knuten er knyttet riktig, også avhengig av suturtråden (4). Polyfilamenttråder gir ofte sikrere knuter enn monofilamenttråder (4).

Elastisitet

Trådens evne til å bevare sin lengde etter strekk har klinisk relevans, da suturmateriale utsettes for strekk i forbindelse med bevegelse og inflammasjon i vevet (4).

Hukommelse

Hukommelse er trådens tendens til å kveile seg tilbake til den formen den var innpakket i. Dette kan ha innvirkning på hvor lett det er å håndtere tråden.

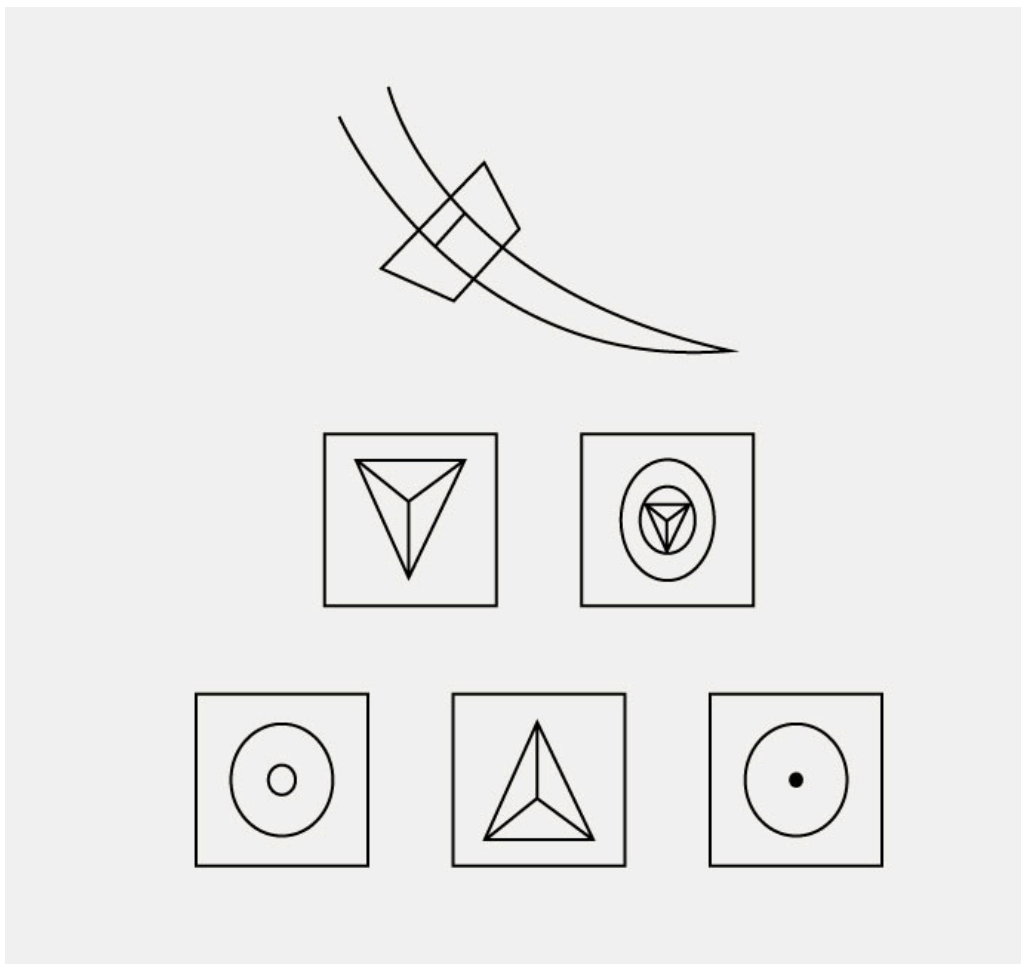
Vevsreaksjon

Suturmaterialets evne til å påføre lokal vevsirritasjon (9).

Noen av disse egenskapene er også angitt på emballasjen. Sutturtrådenes tykkelse er definert i den amerikanske farmakopeen (11) og angis fra 12-0 (0,001 mm i diameter) til 10 (1,2 mm i diameter). Det er vanlig å bruke en tynnere suturtråd i ansiktet, for eksempel 6-0 og 5-0. På ryggen brukes gjerne 4-0 eller 3-0. På hudområder som utsettes for strekk, for eksempel fremsiden av knær, velges også tykkere suturmateriale.

Nålen

Sutturtråder kommer innstøpt i nålen, som også har ulike egenskaper. Nålen kan være rett, J-formet eller C-formet (halvsirkel). De halvsirkelformede nålene angis etter hvor stor del av en halvsirkel de utgjør, for eksempel 1/2, 1/4, 3/8, 5/8 osv. Nåletuppen kan være kjegleformet, trekantformet eller butt (figur 2). Kirurgisk kutyme tilsier at kjegleformede tupper egner seg for bløtvev, trekantformede tupper til bruk på huden og butte nålespisser på indre organer, for eksempel milten. Formen på nålen har også praktiske konsekvenser, for eksempel har kjegleformede nåler lett for å rotere i nåleholderen, noe som kan påføre unødig traume mot vevet og også være forstyrrende for operatøren.



Figur 2 Sutrurådene kommer med nålespisser i ulike fasonger.

Alternativer til suturtråder

De vanligste alternativene til mekanisk lukking av vevsdefekter med suturtråd er sekundær tilheling, vevslim, strips og agraffer.

Med sekundær tilheling adapteres ikke sårkantene fysisk, men får gro av seg selv. Da dekker granulasjonsvev bunnen av såret, huddekning skjer med epitelialisering fra kantene (ca. 1 mm/dag), og det opptrer noe sårkontraksjon, dvs. myofibroblaster som trekker sårkantene mot hverandre slik at såret blir noe mindre enn det var i utgangspunktet (10). Denne tilhelingsprosessen krever tilfredsstillende konservativ sårbehandling inntil såret har grodd.

Vevslim (cyanoakrylat) og kirurgiske strips kan brukes alene eller i tillegg til suturer (12, 13). Kirurgiske strips brukes gjerne til å støtte såret etter at det er sydd, men kan være tilstrekkelige alene ved overflatiske sår. Agraffer er metallklips (alternativt polymerklips) som appliseres med et tilhørende instrument og muliggjør rask sårlukking. De har god styrke, gir lite vevsirritasjon og er forbundet med lav infeksjonsrisiko (14).

Nyere suturteknologier

De siste tiårene har utviklingen innen suturteknologi i hovedsak dreid seg om å tillegge eksisterende suturmateriale nye egenskaper som motvirker infeksjon og fremmer tilhelingsprosessen (15, 16). Suturtråder som har antibakteriell eller baktericid virkning, slik som triklosanimpregnerte suturer, eksisterer allerede på markedet og er vist å være effektive i noen metaanalyser (17, 18), mens andre har konkludert med usikker effekt (19).

Soturtråder som er impregnert med mesenkymale stamceller, såkalte biologiske suturer, kan være nyttige i sårtilhelingsprosessen ved å redusere fibrose og inflammasjon (20). Det arbeides også med å utvikle dynamiske suturtråder som har en innebygd autonom krympe- og utvidelsesfunksjon som muliggjør optimal vevsapprosimasjon (21). Det er knyttet håp til at videre forskning og utvikling kan forbedre eksisterende suturteknologi.

Konklusjon

Kunnskap om de ulike suturmateriale egenskaper kan være viktig for å oppnå best mulig resultat i forbindelse med kirurgiske inngrep. Selv om hovedformålet med de ulike suturmateriale har vært det samme i mange år, kan de senere års utvikling innen suturteknologi på sikt bidra til bedre kirurgisk behandling.

REFERENCES

1. Muffly TM, Tizzano AP, Walters MD. The history and evolution of sutures in pelvic surgery. *J R Soc Med* 2011; 104: 107–12. [PubMed][CrossRef]
2. Mackenzie D. The history of sutures. *Med Hist* 1973; 17: 158–68. [PubMed][CrossRef]
3. Kravetz RE. Horse hair sutures. *Am J Gastroenterol* 2003; 98: 691. [PubMed][CrossRef]
4. Dennis C, Sethu S, Nayak S et al. Suture materials - Current and emerging trends. *J Biomed Mater Res A* 2016; 104: 1544–59. [PubMed][CrossRef]
5. Berg-Knudsen TB, Ingvaldsen CA, Mørk G et al. Eksisjon av hudlesjoner. *Tidsskr Nor Legeforen* 2020; 140. doi: 10.4045/tidsskr.20.0060. [PubMed][CrossRef]
6. Pillai CK, Sharma CP. Review paper: absorbable polymeric surgical sutures: chemistry, production, properties, biodegradability, and performance. *J Biomater Appl* 2010; 25: 291–366. [PubMed][CrossRef]

7. deLemos D. Skin laceration repair with sutures. <https://www.uptodate.com/contents/skin-laceration-repair-with-sutures> Lest 26.3.23.
8. Murtha AP, Kaplan AL, Paglia MJ et al. Evaluation of a novel technique for wound closure using a barbed suture. *Plast Reconstr Surg* 2006; 117: 1769–80. [PubMed][CrossRef]
9. Byrne M, Aly A. The Surgical Suture. *Aesthet Surg J* 2019; 39 (Suppl_2): S67–72. [PubMed][CrossRef]
10. Janis JE. *Essentials of plastic surgery*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2014.
11. US pharmacopeia. USP Monographs: Nonabsorbable Surgical Suture. http://ftp.uspbpep.com/v29240/usp29nf24so_m80200.html Lest 31.3.2023.
12. García Cerdá D, Ballester AM, Aliena-Valero A et al. Use of cyanoacrylate adhesives in general surgery. *Surg Today* 2015; 45: 939–56. [PubMed][CrossRef]
13. Davis M, Nakhdjevani A, Lidder S. Suture/Steri-Strip combination for the management of lacerations in thin-skinned individuals. *J Emerg Med* 2011; 40: 322–3. [PubMed][CrossRef]
14. Chekan E, Whelan RL. Surgical stapling device-tissue interactions: what surgeons need to know to improve patient outcomes. *Med Devices (Auckl)* 2014; 7: 305–18. [PubMed][CrossRef]
15. Reckhenrich AK, Kirsch BM, Wahl EA et al. Surgical sutures filled with adipose-derived stem cells promote wound healing. *PLoS One* 2014; 9: e91169. [PubMed][CrossRef]
16. Vieira D, Angel SN, Honjol Y et al. Engineering surgical stitches to prevent bacterial infection. *Sci Rep* 2022; 12: 834. [PubMed][CrossRef]
17. Ahmed I, Boulton AJ, Rizvi S et al. The use of triclosan-coated sutures to prevent surgical site infections: a systematic review and meta-analysis of the literature. *BMJ Open* 2019; 9: e029727. [PubMed][CrossRef]
18. de Jonge SW, Atema JJ, Solomkin JS et al. Meta-analysis and trial sequential analysis of triclosan-coated sutures for the prevention of surgical-site infection. *Br J Surg* 2017; 104: e118–33. [PubMed][CrossRef]
19. Elsolh B, Zhang L, Patel SV. The Effect of Antibiotic-Coated Sutures on the Incidence of Surgical Site Infections in Abdominal Closures: a Meta-Analysis. *J Gastrointest Surg* 2017; 21: 896–903. [PubMed][CrossRef]
20. Casado JG, Blazquez R, Jorge I et al. Mesenchymal stem cell-coated sutures enhance collagen depositions in sutured tissues. *Wound Repair Regen* 2014; 22: 256–64. [PubMed][CrossRef]

21. Phan PT, Hoang TT, Thai MT et al. Smart surgical sutures using soft artificial muscles. *Sci Rep* 2021; 11: 22420. [PubMed][CrossRef]

Publisert: 26. juni 2023. Tidsskr Nor Legeforen. DOI: 10.4045/tidsskr.22.0708

Mottatt 6.11.2022, første revisjon innsendt 26.2.2023, godkjent 31.3.2023.

Publisert under åpen tilgang CC BY-ND. Lastet ned fra tidsskriftet.no 23. juni 2026.