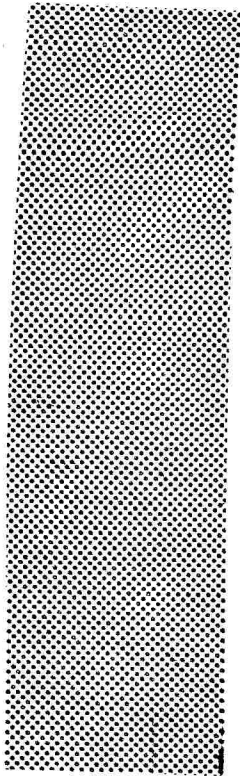
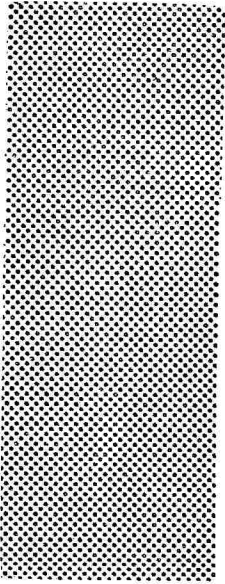


SSI:1976-033



METOD FÖR PROFILMÄTNING IN VIVO AV SMÅ
MÄNGDER RADIONUKLIDER MED γ -ENERGIER
ÖVER 1 MeV

ROLF FALK



STATENS STRÅLSKYDDSINSTITUT
Fack, 104 01 STOCKHOLM



november 1976

METOD FÖR PROFILMÄTNING IN VIVO AV SMÅ MÄNGDER RADIONUKLIDER MED γ -ENERGIER ÖVER 1 MeV

Rolf Falk¹⁾

Vid dosberäkning av internkontaminering av radionuklider är det väsentligt att man förutom den totala aktivitetsmängden och det biologiska retentionsförloppet också känner till hur aktiviteten är lokaliserad och om det sker någon omfördelning av aktiviteten. En bild av hur aktiviteten är fördelad kan man få genom profilmätningar med helkroppsscanner. Den spatiala upplösningen av den uppmätta bilden av aktivitetsfördelningen beror på kollimatorernas utformning. På grund av att γ -strålar med hög energi tränger igenom tjocka lager av material blir kollimatorer för profilmätningar vid dessa energier ofta både otympliga och har måttlig eller dålig upplösningförmåga.

Metodutveckling för profilmätning av γ -energier över 1 MeV har gjorts i samarbete med hematologlab. vid Karolinska Sjukhuset, där man har ett behov av att kunna studera benmärgens utbredning med en järnisotop. Järn-59 administreras intravenöst för studier av järnclearance, inkorporation och volymsbestämning av benmärg (Skårbergs metod) varvid profilmätningar har kunnat ske utan ytterligare tillförsel av aktivitet. Profilmätningarna kompletterar de övriga diagnostiska resultaten.

MATERIAL OCH METODER

Vid profilmätning av γ -strålande preparat med hög energi är det svårt att kombinera hög känslighet och god spatial upplösningförmåga hos detektorsystemet. Detektorerna som vanligen är NaI (Tl) kristaller, är vid profilmätningarna försedda med kollimatorer, vilka skärmar av detektorns synfält så att endast ett tvärsnitt av objektet mäts åt gången. Känsligheten hos detektorsystemet minskar på grund av avskärmningen. Vid låga γ -energier behöver kollimatorernas höjd och tjocklek inte vara så stor för

¹⁾Fysiker vid miljölaboratorierna, Statens strålskyddsinstitut,
Fack, 104 01 STOCKHOLM

att en tillfredsställande kollimering ska erhållas, men vid högre γ -energier måste kraftigare avskärmning tillgripas vilket får till följd att minsta avståndet mellan mätobjekt och detektor ökar. Härigenom minskas detektorsystemets känslighet. Genom att till kollimatoren välja material med högt atomnummer och hög specifik täthet kan avståndet mellan detektor och mätobjekt hållas så litet som möjligt, varigenom känsligheten inte minskar i onödan. Vanligaste materialet är bly men kollimatorer av wolfram och guld förekommer också.

Ett sätt att kombinera hög känslighet och god spatial upplösningsförmåga är att använda en kollimator med måttlig upplösningsförmåga (och därigenom få ganska kort avstånd mellan detektor och objekt) och sedan matematiskt korrigera för den dåliga upplösningsförmågan. Denna metod har flera fördelar jämfört med att bara förse detektorerna med kraftigt avskärmande kollimatorer. Bland fördelarna kan nämnas att kollimatorerna inte behöver bli så tunga att de blir ohanterliga eller att det mekaniska arrangementet för förflyttning av detektorerna inte håller. Samma kollimator kan användas för profilmätning av lägre γ -energier med god upplösningsförmåga.

Ett annat sätt att kombinera hög känslighet och god spatial upplösningsförmåga är att använda sig av två olika kollimatorer. Genom att välja kollimatorernas upplösningsförmåga på lämpligt sätt kan man ur skillnaden mellan profilerna tagna med resp. kollimator få en skillnadsprofil som uppvisar god spatial upplösningsförmåga. Skillnadsprofilen kommer att ha relativt låg känslighet, men för bestämning av totala aktiviteten i kroppen kan man använda de båda ursprungliga profilerna.

Dessa två metoder har undersökts med hjälp av institutets helkroppsscanner men har gjorts med tanke på att metoden ska kunna överföras till helkroppsscannern vid hematologlab.

Figur 1 visar strålskyddsinstitutets helkroppsscanner. Utrustningen är tidigare beskriven (Ref 1, 2). Detektorerna är tre stycken \emptyset 5" x 4" NaI(Tl) kristaller som är monterade på en

stor vertikal aluminiumring vilken omger en bår. Avståndet mellan frontytan hos kristallerna och centralaxeln är 40 cm.

Detektorerna kan under pågående mätning utföra en längsgående scanningsrörelse (21.3 cm/min) med eller utan pendlande rörelse kring en mot kristallplanet vinkelrät axel.

Val av kollimatorer

För profilmätningar av γ -strålande nuklider med energier under ca .4 MeV har tillverkats dels slitskollimatorer med variabel slitsbredd (Fig 2) och dels fokuserande lamellkollimatorer. För att erhålla en kollimator som med tillfredsställande upplösning vid profilmätning av järn-59, vars γ -energier är 1.1 och 1.3 MeV, tillverkades en fokuserande kollimator med lamelltjockleken 3 mm och ett avstånd mellan lamellerna av 3 mm (fig 3). Detektorytan blev för denna kollimator till hälften avskärmd för ett preparat placerat i fokus. Kollimatorernas höjd bestäms av avståndet mellan detektoryta och den ställning som båren vilar på. En högre kollimator får inte plats om vridning av kristallerna runt båren skall användas. Fig 4 visar hur upplösningens förmågan hos denna kollimator förändras för olika γ -energier. En bättre upplösningens förmåga skulle erhållas om blylamellerna ersattes med lameller av wolfram. Kostnaden för detta skulle bli ganska hög, mer än 3 000 kronor per kollimator.

Metod för matematisk korrigerings av dålig upplösningens förmåga hos kollimatorer

För korrigerings av den uppmätta aktivitetsprofilen indelas mätobjektet i ett antal lika stora längdintervaller t e x 70 st. Man antar dessutom att aktiviteten i varje längdintervall är punktformig och lokaliserad till mitten av intervallet.

Antag att den verkliga aktivitetsfördelningen eller countsfördelningen är A_1, A_2, \dots, A_{70} . Bidragsfaktorn från ett punktpreparat till intilliggande intervall är B_1, B_2, \dots, B_{69} beroende på hur långt från preparatet intervallet ligger. Varje intervall av de

uppmätta värdena vid en profilmätning $C_1 - C_{70}$ kommer att innehålla summan av bidragen från alla andra intervall plus eget värde och kan tecknas på följande sätt:

$$C_1 = A_1 + A_2 B_1 + A_3 B_2 \dots + A_{70} B_{69}$$

$$C_2 = A_1 B_1 + A_2 + A_3 B_1 \dots + A_{70} B_{68}$$

.

.

$$C_{70} = A_1 B_{69} + A_2 B_{68} + A_3 B_{76} \dots + A_{70}$$

Bidragsfaktorerna till intilliggande intervall kan bestämmas genom att noggrant mäta profilen av ett punktpreparat. Denna profil brukar kallas "responsprofil". Ekvationssystemet som i detta fall består av 70 ekvationer och 70 obekanta ($A_1 - A_{70}$) kan sedan lösas med lämplig metod.

Vid de vanligen använda metoderna erhålles en exakt lösning men på grund av de statistiska fluktuationerna i de uppmätta värdena på $C_1 - C_{70}$ fås ofta orimliga lösningar. Speciellt gäller detta när man mäter små aktivitetsmängder. I ett arbete av Dudley (ref 3) visas en metod där man med utgångspunkt från den exakta lösningen sedan modifierar denna så att man får en rimlig lösning, (undertryckning av negativa aktiviteter) varefter man gör en felberäkning genom att upprepa profilrestaureringen på framräknade "mätprofiler". Värdena i dessa "mätprofiler" varieras slumpmässigt för att simulera aktuell räknestatistik. Metoden som rapporteras fungera väl är dock ganska komplicerad.

I stället för att lösa ekvationssystemet exakt kan man använda sig av någon metod som ger approximativa lösningar. Gold (ref 4) har beskrivit en iterativ metod för responsmatriser. Denna metod har provats och visat sig fungera bra med måttliga aktivitetsmängder och med den responsprofil vi har.

I korthet är metoden följande:

Responsprofilens yta sättes till 1. Den del av hela ytan som finns i varje intervall beräknas (b_0, b_1, \dots, b_{70}). Index visar hur långt från punktpreparatet intervallet ligger.

Den uppmätta profilen har värdena C_1, C_2, \dots, C_{70} . Se fig 5.

Under antagande att man har en verklig aktivitetsfördelning som ser ut som den uppmätta profilen framräknas den profil som i så fall skulle ha mätts upp. ($D_1 - D_{70}$) Se fig 5.

$$D_1 = C_1 b_0 + C_2 b_1 + \dots + C_{70} b_{69}$$

.

.

$$D_{70} = C_1 b_{69} + C_2 b_{68} + \dots + C_{70} b_0$$

Denna framräknade profil jämföres sedan med den uppmätta profilen och en ny profil framräknas på följande sätt ($E_1 - E_{70}$)

$$E_1 = C_1 C_1 / D_1 \dots \dots \dots E_{70} = C_{70} C_{70} / D_{70} \text{ (se fig 5)}$$

Den så erhållna profilen har en bättre upplösning än den ursprungliga uppmätta profilen.

En ny profil framräknas under antagandet att den verkliga aktivitetsfördelningen ser ut som profilen $E_1 - E_{70}$ och man erhåller då profilen $D'_1 - D'_{70}$. Jämförelse sker med den ursprungliga mätprofilen och en ny ytterligare något förbättrad profil erhålles enl.

$$E'_1 = C_1 E_1 / D'_1 \dots \dots \dots E'_{70} = C_{70} E_{70} / D'_{70}$$

Beräkning av ny profil och jämförelse med den uppmätta profilen upprepas sedan ett antal gånger och så småningom erhålles en framräknad profil som mycket nära överensstämmer med den uppmätta profilen. Den sist förbättrade profilen $E''_1 - E''_{70}$ kommer således att nära likna den aktivitetsfördelning som givit upphov till den uppmätta profilen. Den iterativa processen avbrytes när inga signifi-

kanta förbättringar kan erhållas. Med våra detektorer och kollimatorer upprepas det iterativa förfarandet 30 gånger.

I fig 6 visas mätprofilen av två punktpreparat tillsammans med resultaten efter olika antal itereringar. Beräkningsarbete har utförts med hjälp av dator vid Stockholms datamaskincentral och senare också med minidator vid radiofysiska institutionen. Beräkningsarbetet med minidatorn är tidskrävande och ca 8 timmar åtgår för 30 iterationer.

För att den korrigerade profilen vid in vivo mätningar ska överensstämma med den verkliga aktivitetsfördelningen måste responsprofilen vara uppmätt med preparat i fantom, på grund av viss absorption i vävnad. Eftersom kroppen har en oregelbunden form och tjocklek kommer responsprofilen att förändras något beroende på var i kroppen aktiviteten befinner sig. För beräkningarna har använts en "medelresponsprofil" erhållen från mätningar av preparat placerade på tre olika platser i ett fantom. Den felkälla som orsakas av att ersätta flera responsprofiler med en är liten jämfört med de räknestatistiska felen.

Utjämning av mätvärden vid dålig räknestatistik

Vid låga räknehastigheter kommer de räknestatistiska fluktuationerna i den uppmätta profilen att påverka det slutliga resultatet efter iterering. Eftersom man känner till hur responsprofilen ser ut kan man utjämna mätvärdena med hänsyn taget till detta. Yule (ref 5) och Savitzky (ref 6) har beskrivit hur detta kan göras. Valet av utjämningsfunktion beror bl a på halvvärdesbredden i responsprofilen. För den aktuella responsprofilen har utjämning skett med följande funktion:

$$U_i = 1/35 (-3C_{(i-2)} + 12C_{(i-1)} + 17C_i + 12C_{(i+1)} - 3C_{(i+2)})$$

I fig 7 visas hur resultatet påverkas av att mätdata utjämnas före iterering. Utjämnningen som har gjorts 3 ggr måste också göras på responsprofilen eftersom dess form och halvvärdesbredd påverkas något. Man kan erhålla samma noggrannhet i resultaten med kortare

mättid eller lägre aktivitetsmängd om man utjämnar mätvärdena på rätt sätt.

Tvåkollimatormetoden

Tvåkollimatormetoden innebär att man mäter upp två profiler på samma objekt med två kollimatorer vars upplösningsförmåga skiljer sig åt. I fig 8 visas responsprofilerna för de två kollimatorerna som använts. Den ena kollimatorn är samma kollimator som använts tidigare och den andra kollimatorn är en "tät" kollimator. Figur 9 visar resultaten av en mätning på ett kil-format preparat, de bägge mätprofilerna och skillnadsprofilen. I samma figur är också resultatet redovisat efter 30 iterationer efter mätning på samma preparat. Mättiden för tvåkollimatormetoden är för dessa profiler 7 gånger längre än för iterationsmetoden.

Resultat av mätning på patient med båda metoderna redovisas i fig 10, där det också med tydlighet framgår att iterationsmetoden är att föredra.

Sammanfattning

Jämförelse av två olika metoder för att erhålla profiler av aktivitetsfördelning i vivo har gjorts. Matematisk korrigerings av transmissionen genom kollimatorernas sidor har visat de bästa resultaten. Metoden kommer att anpassas för kliniskt bruk vid Hematologiska laboratoriet vid Karolinska sjukhuset.

Referenser:

1. Magi, A: Strålskyddsinstitutets lågaktivitetslaboratorium för helkroppsmätning. Beskrivning och kalibrering samt redogörelse för vissa jämförande mätningar. Statens strålskydds-institut, SSI:1967-048.
2. Falk, R, Magi, A and Swedjemark, Gun Astri: Whole-body measurement techniques at the Swedish National Institute of Radiation Protection. Acta Rad, suppl 310, 1971.
3. Parr, R M, Dudley, R A and Fedorov, G A: Quantitative profile Scanning. IAEA-SM-150/43.
4. Gold, R: An iterative unfolding methode for responce matrices. ANL-6984, 1964.
5. Yule, H P: Mathematical smoothing of gamma ray Spectra Nucl. Instr. and Methods 54, 1967.
6. Savitzky, A and Golay, M: Smoothing and differentiation of Data by Simplified least square Procedures, Anal. Chem. Vol. 36, July 1964.

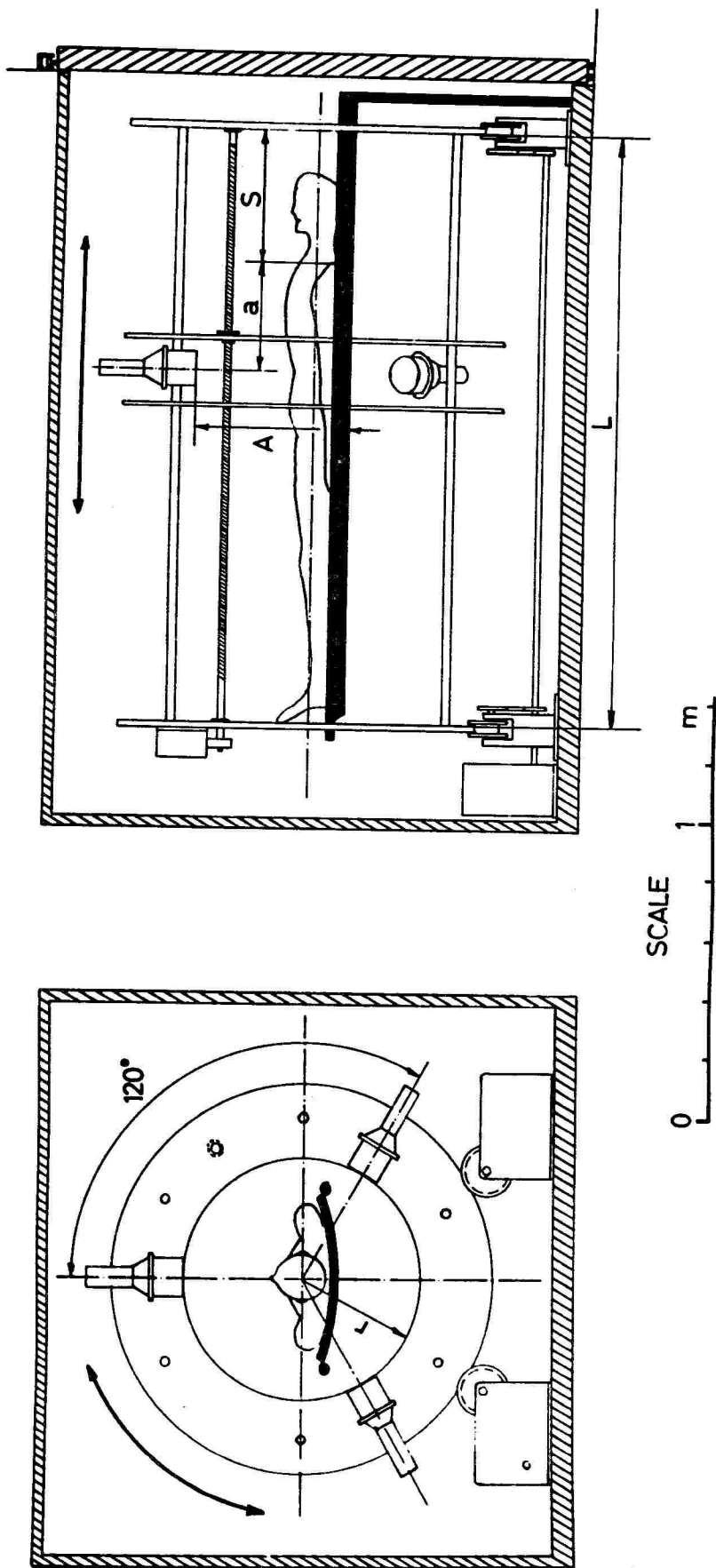


FIG 1 STRÅLSKYDDSinSTITUTETS HELKROPPSSCANNER

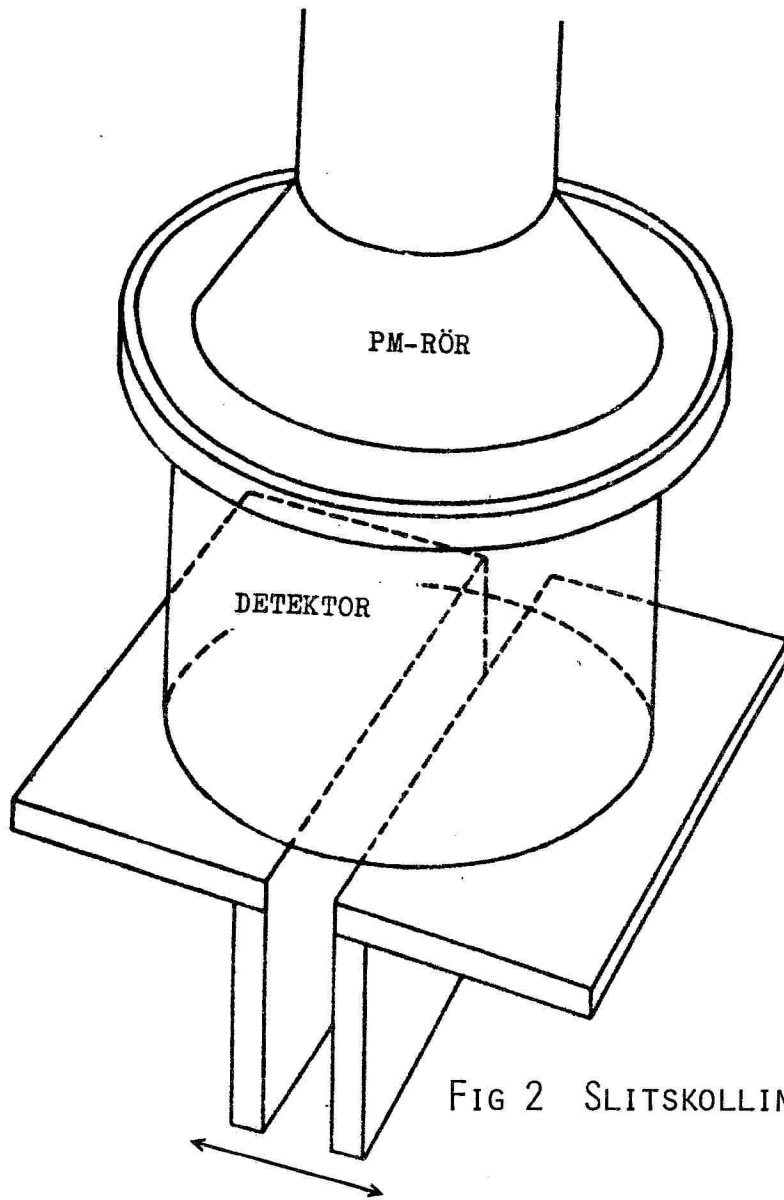
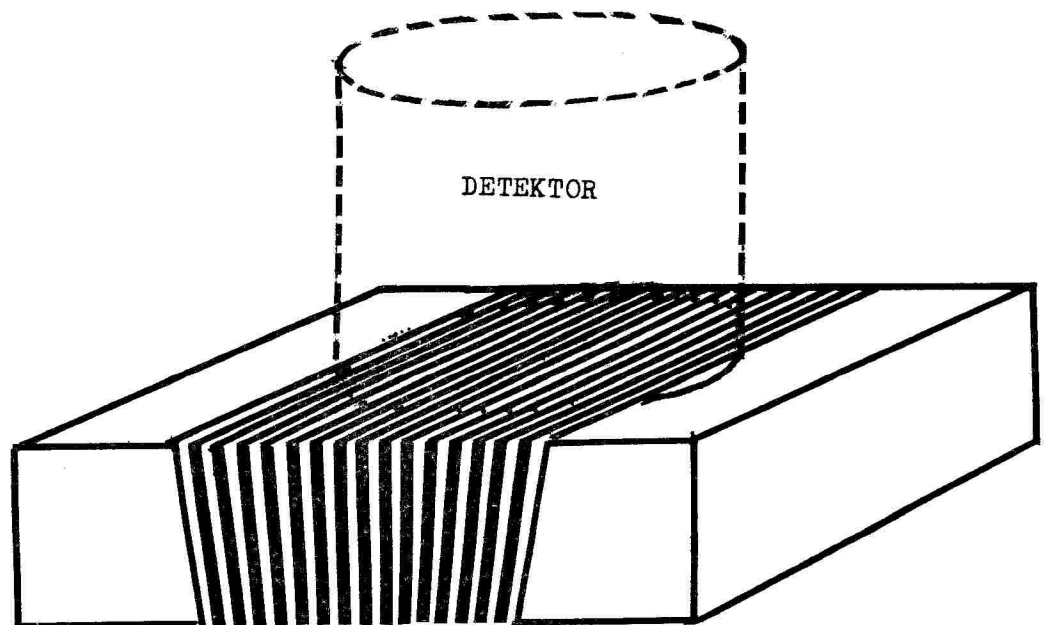


FIG 2 SLITSKOLLIMATOR MED VARIABEL SLITSBREDD

FIG 3 FOKUSERANDE LAMELLKOLLIMATOR



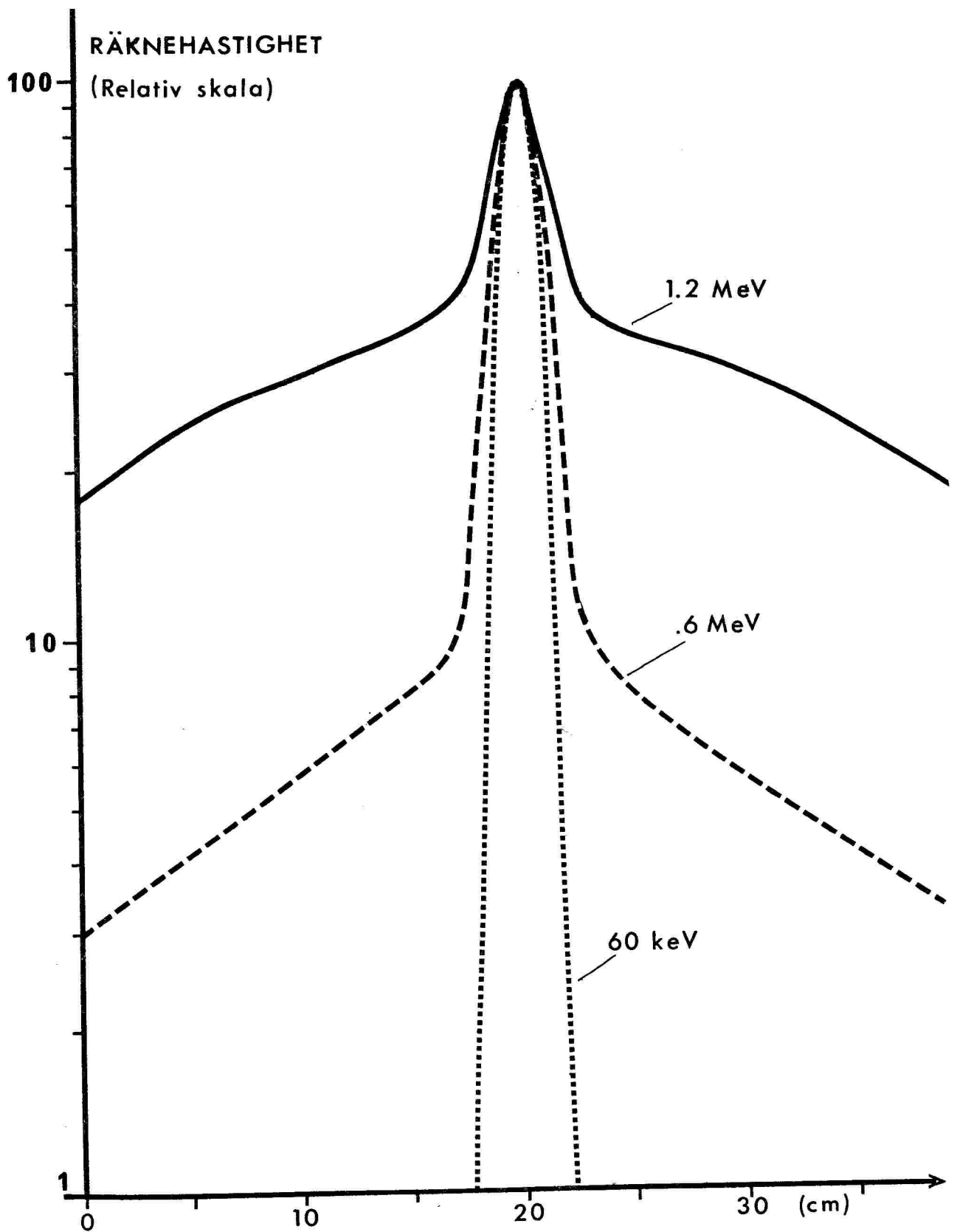


FIG 4 SPATIAL UPPLÖSNINGSFÖRMÅGA FÖR 3 MM
LAMELLKOLLIMATOR VID OLIKA γ -ENERGIER

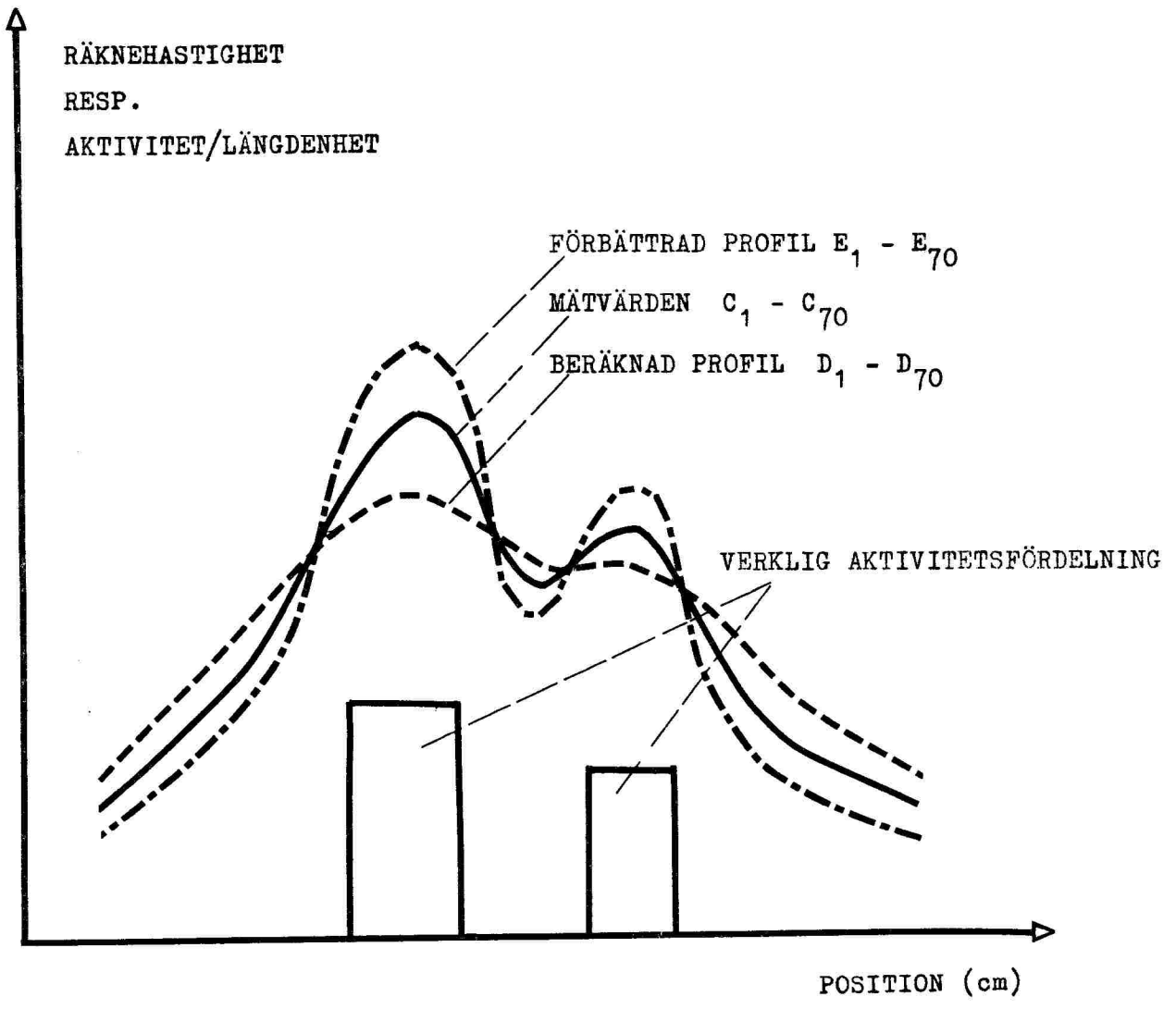


Fig 5 ITERATIONSMETOD

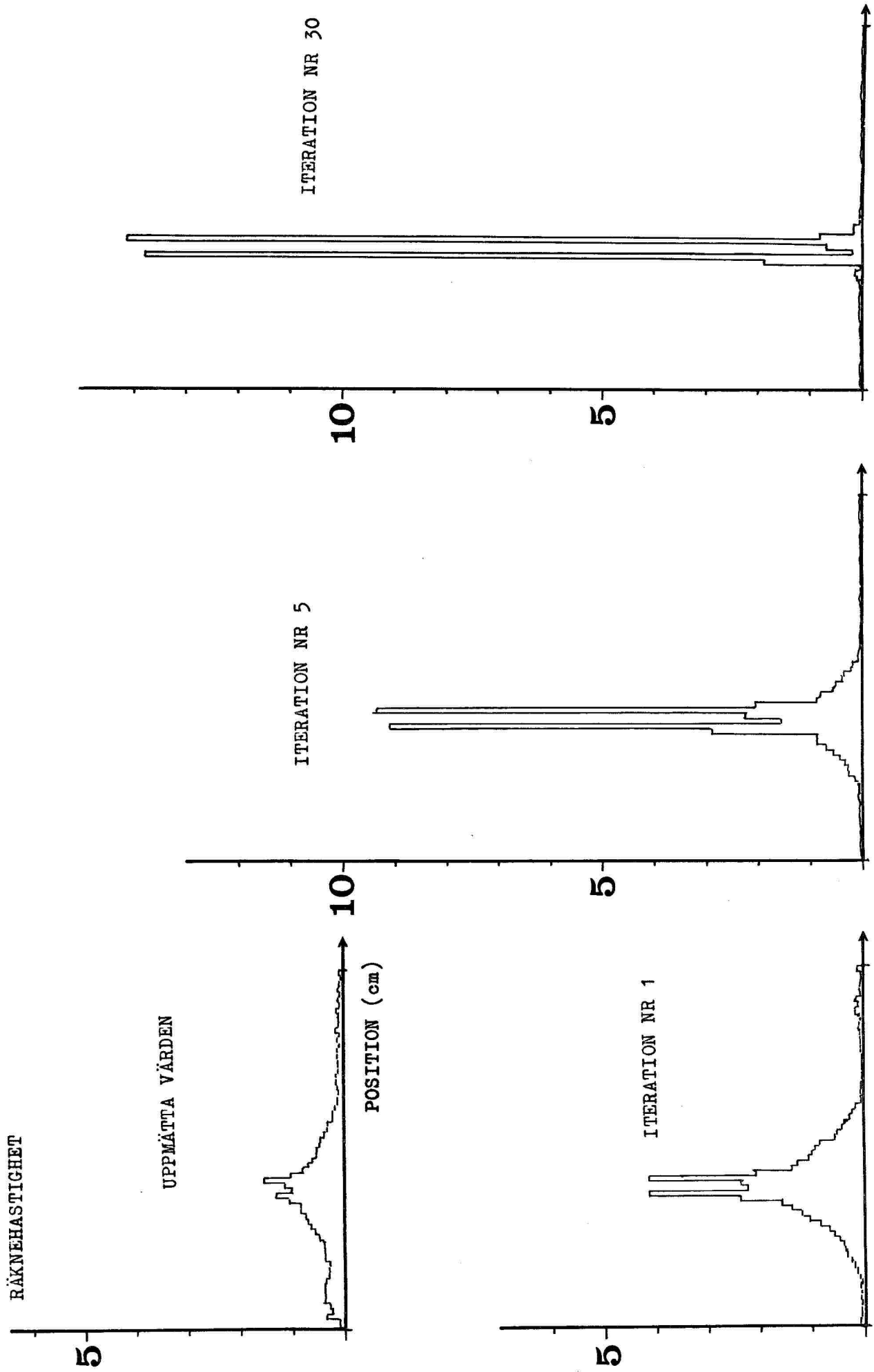


FIG 6 PROFIL AV TVÅ PUNKTPREPARAT EFTER OLIKA ANTAL ITERATIONER

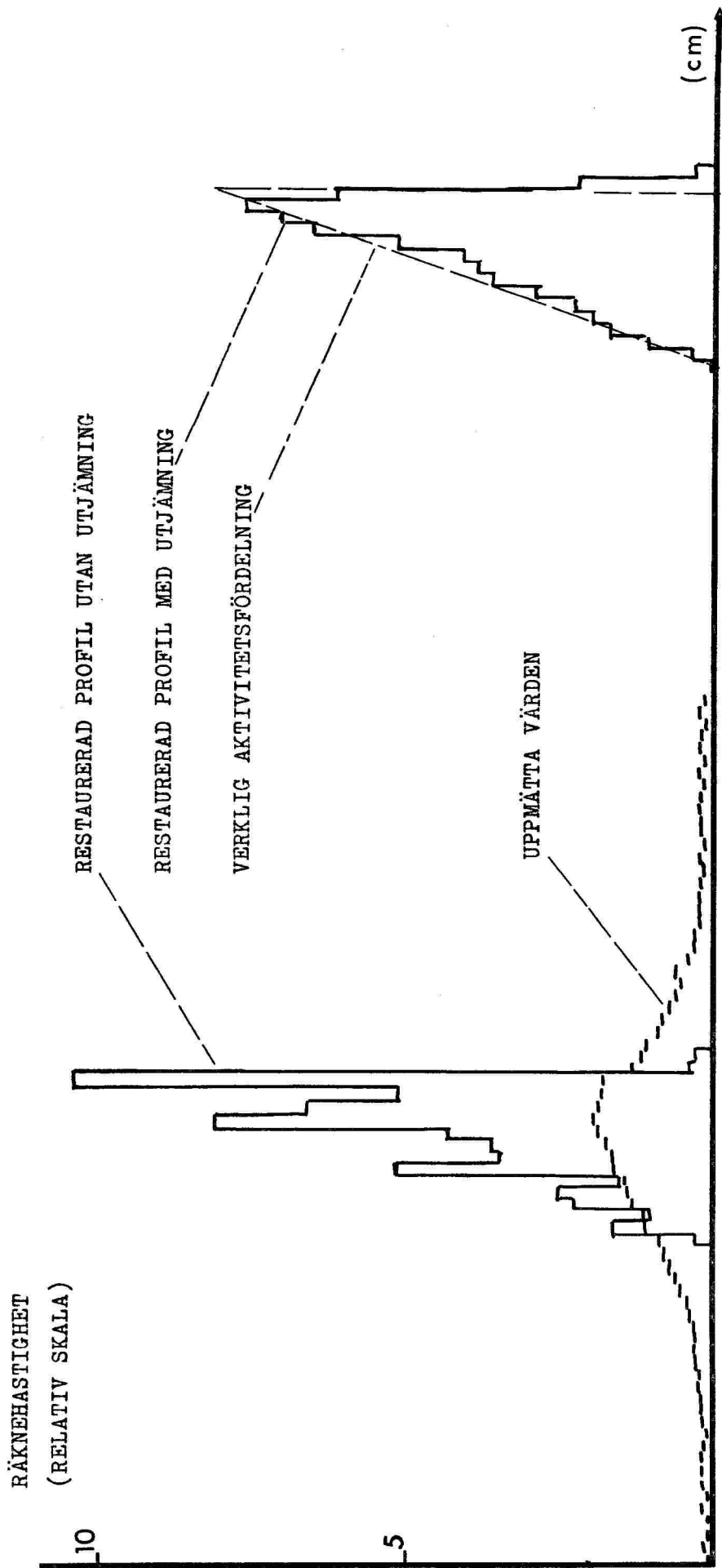


FIG 7 PROFIL AV KILFORMIGT PREPARAT MED OCH UTAN UTJÄMNING

RÄKNEHASTIGHET

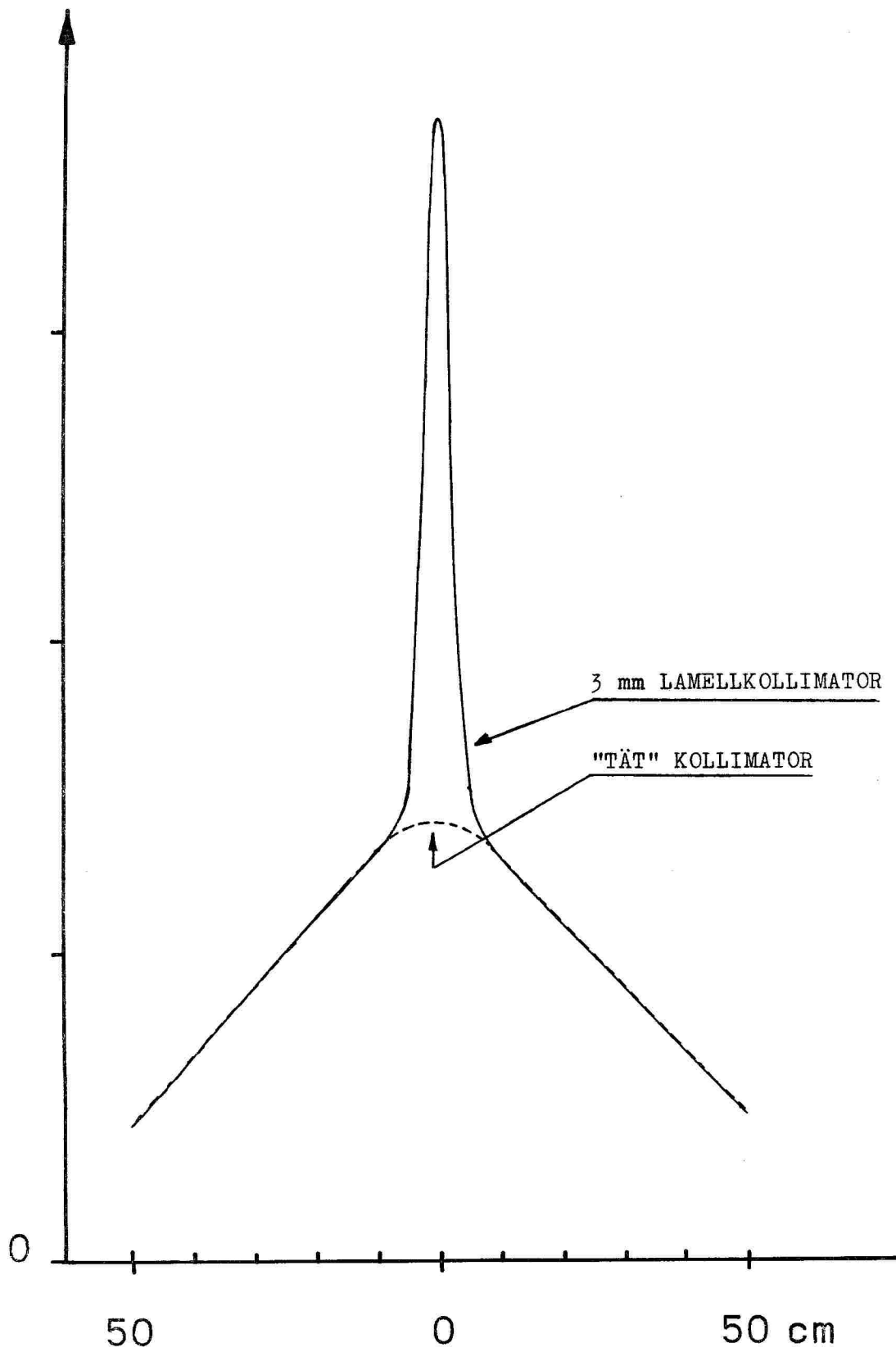


FIG 8 RESPONSPROFIL FÖR 3 MM LAMELLKOLLIMATOR
OCH FÖR "TÄT" KOLLIMATOR

COUNTS/INTERVALL

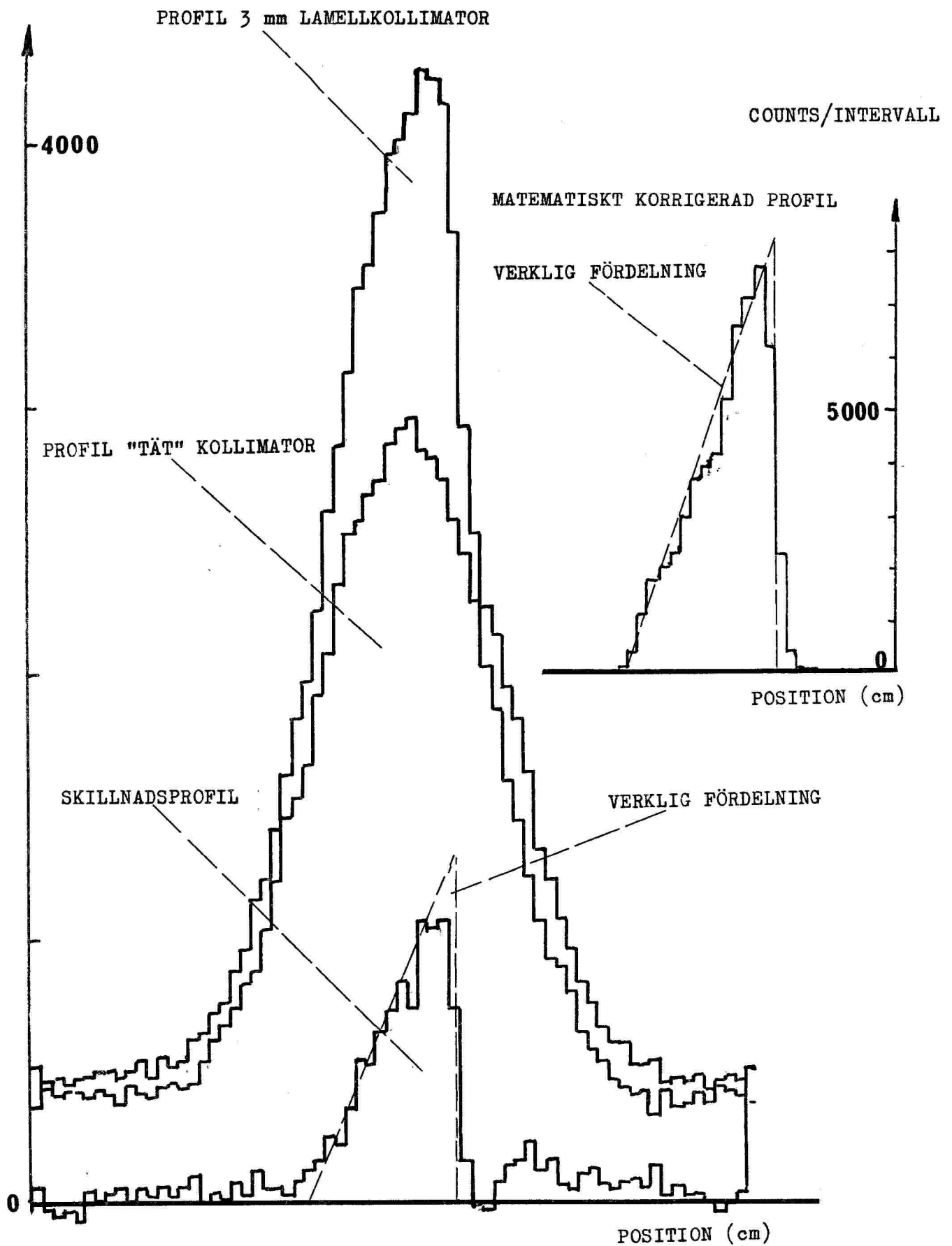


FIG 9 JÄMFÖRELSE MELLAN TVÅ KOLLIMATORMETODEN OCH ITERATIONSMETODEN

★ --- NETTO TVÅKOLLIMATORMETODEN (30 min mättid)
 ● — MATEMATISK KORRIGERING (7 min mättid)

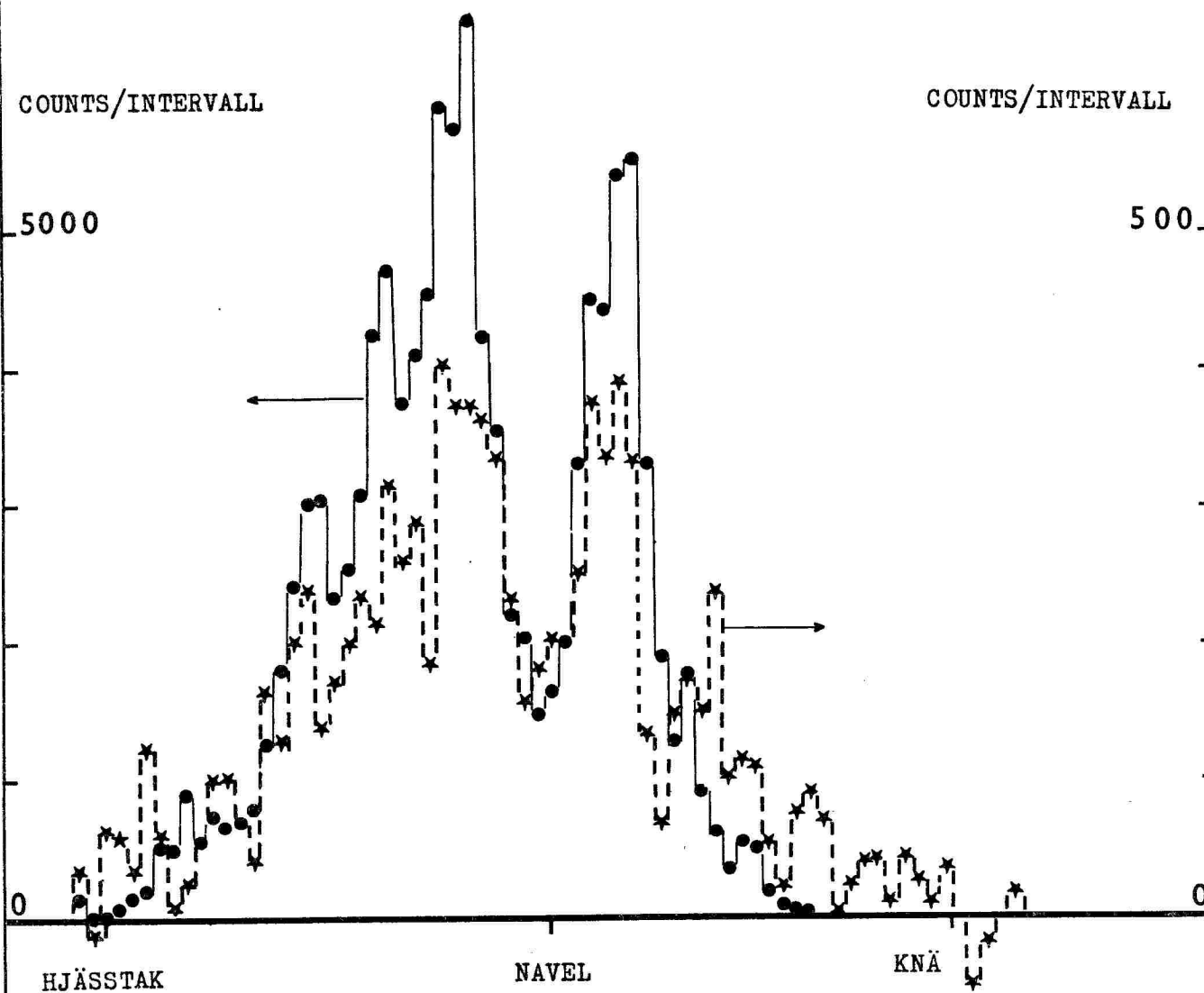


FIG 10 AKTIVITETSPROFIL AV ^{59}Fe I PATIENT